



UNIVERSITAT POLITÈCNICA
DE CATALUNYA
BARCELONATECH

Contribució a l'estudi de la impressió 3D per a la fabricació de models per facilitar l'assaig d'operacions quirúrgiques de tumors

Felip Fenollosa Artés

ADVERTIMENT La consulta d'aquesta tesi queda condicionada a l'acceptació de les següents condicions d'ús: La difusió d'aquesta tesi per mitjà del repositori institucional UPCCommons (<http://upcommons.upc.edu/tesis>) i el repositori cooperatiu TDX (<http://www.tdx.cat/>) ha estat autoritzada pels titulars dels drets de propietat intel·lectual **únicament per a usos privats** emmarcats en activitats d'investigació i docència. No s'autoritza la seva reproducció amb finalitats de lucre ni la seva difusió i posada a disposició des d'un lloc aliè al servei UPCCommons o TDX. No s'autoritza la presentació del seu contingut en una finestra o marc aliè a UPCCommons (*framing*). Aquesta reserva de drets afecta tant al resum de presentació de la tesi com als seus continguts. En la utilització o cita de parts de la tesi és obligat indicar el nom de la persona autora.

ADVERTENCIA La consulta de esta tesis queda condicionada a la aceptación de las siguientes condiciones de uso: La difusión de esta tesis por medio del repositorio institucional UPCCommons (<http://upcommons.upc.edu/tesis>) y el repositorio cooperativo TDR (<http://www.tdx.cat/?locale-attribute=es>) ha sido autorizada por los titulares de los derechos de propiedad intelectual **únicamente para usos privados enmarcados** en actividades de investigación y docencia. No se autoriza su reproducción con finalidades de lucro ni su difusión y puesta a disposición desde un sitio ajeno al servicio UPCCommons. No se autoriza la presentación de su contenido en una ventana o marco ajeno a UPCCommons (*framing*). Esta reserva de derechos afecta tanto al resumen de presentación de la tesis como a sus contenidos. En la utilización o cita de partes de la tesis es obligado indicar el nombre de la persona autora.

WARNING On having consulted this thesis you're accepting the following use conditions: Spreading this thesis by the institutional repository UPCCommons (<http://upcommons.upc.edu/tesis>) and the cooperative repository TDX (<http://www.tdx.cat/?locale-attribute=en>) has been authorized by the titular of the intellectual property rights **only for private uses** placed in investigation and teaching activities. Reproduction with lucrative aims is not authorized neither its spreading nor availability from a site foreign to the UPCCommons service. Introducing its content in a window or frame foreign to the UPCCommons service is not authorized (*framing*). These rights affect to the presentation summary of the thesis as well as to its contents. In the using or citation of parts of the thesis it's obliged to indicate the name of the author.



UNIVERSITAT POLITÈCNICA
DE CATALUNYA
BARCELONATECH

Programa de doctorat:

ENGINYERIA MECÀNICA, FLUIDS I AERONÀUTICA

Tesi Doctoral

**CONTRIBUCIÓ A L'ESTUDI DE LA IMPRESSIÓ 3D PER A LA
FABRICACIÓ DE MODELS PER FACILITAR L'ASSAIG
D'OPERACIONS QUIRÚRGIQUES DE TUMORS.**

Felip Fenollosa i Artés

Directors: Dra. Irene Buj Corral i Dr. Joan Ramon Gomà i Ayats

Departament d'Enginyeria Mecànica - ETSEIB

Abril de 2019

Al meu pare, a.c.s., i a la meva mare.

Agraïments

Voldria agrair als directors d'aquesta tesi, na Irene Buj i en Joan Ramon Gomà, l'ajut, paciència i ànims. Aquest agraïment es fa extensiu al Departament de Mecànica i a la Secció de Fabricació d'aquest a l'ETSEIB-UPC, de la que tinc l'honor de formar-ne part com a professor associat, així com a tota la organització del CIM de la UPC, de la qual en sóc director, i des d'on tinc la possibilitat de traslladar a la societat els beneficis de la present recerca.

L'esforç desplegat a la present tesi doctoral cal agrair-lo tant als recursos tècnics i de persones del CIM UPC com als alumnes de la Universitat Politècnica de Catalunya de diferents escoles (ETSEIB i EEBE) que, en el marc dels seus treballs finals d'estudis, han participat en el desenvolupament d'alguna de les línies de treball sota la meva direcció (o d'en Joan Ramon Gomà) i/o tutoratge, fent possible l'execució del pla dissenyat pel doctorand, tot explorant conceptes i materialitzant prototips experimentals. En aquest sentit, la referència al seu treball serà citada en les properes planes, com quan es mostrin figures dels conceptes i desenvolupaments explorats.

Un agraïment a la comunitat de la Universitat Politècnica de Catalunya i de l'Escola Tècnica Superior d'Enginyeria Industrial de Barcelona, símbol de com una entitat pública pot ser de qualitat excel·lent si els que en formem part tenim clar el nostre compromís de servei. Rafael Ferré i Joan Vivancos, entre molts d'altres que voldria citar, són per al doctorand exemples a seguir. No puc deixar d'esmentar al rector Enric Fossas i a la vicerectora Esther Real, sota el mandat dels quals vaig agafar l'embranchida necessària i que em van donar els ànims per persistir-hi.

També vull donar les gràcies a l'actual rector Francesc Torres i al vicerector Jordi Berenguer pel recolzament que donen al CIM UPC. Amb ells comparteixo l'esforç d'impulsar la transferència de tecnologia a la indústria del nostre país i, en la mesura que podem, estem contribuint al lideratge de la UPC al respecte. Estem en camí de millorar la visibilització de tota aquesta activitat, i aquesta tesi pretén ser una contribució més al respecte. Tots plegats creiem en un futur industrial per a Catalunya basat en la innovació, la qualitat i la utilitat social.

Vull també agrair a l'Hospital Sant Joan de Déu, i especialment al Dr. Lucas Krauel, al Director d'I+D Jaume Pérez Payerols i a l'Arnau Valls, l'ajut i confiança rebuda: la recerca efectuada té com a base els reptes plantejats des dels quiròfans d'oncologia infantil, on he viscut experiències que van més enllà del treball professional i acadèmic. Una menció a tots els infants i les seves famílies: són la motivació de la present recerca.

Finalment, gràcies a tota la meva família, per la paciència que m'ha tingut. Gràcies, Cristina, Paula i Damià.

Resum

La present tesi doctoral s'ha centrat en el repte d'aconseguir, mitjançant Fabricació Additiva (FA), models per a assaig quirúrgic, sota la premissa que els equips per fer-los haurien de ser accessibles a l'àmbit hospitalari. L'objectiu és facilitar l'extensió de l'ús dels prototips com a eina de preparació d'operacions quirúrgiques, transformant la pràctica mèdica actual de la mateixa manera que en el seu moment ho van fer tecnologies com les que van facilitar l'ús de radiografies. El motiu d'utilitzar FA, en lloc de tecnologies més tradicionals, és la seva capacitat de materialitzar de forma directa les dades digitals obtingudes de l'anatomia del pacient mitjançant sistemes d'escanejat tridimensional, fent possible l'obtenció de models personalitzats.

Els resultats es centren en la generació de nou coneixement sobre com aconseguir equipaments d'impressió 3D multimaterials accessibles que permetin l'obtenció de models mimètics respecte als teixits vius. Per facilitar aquesta buscada extensió de la tecnologia, s'ha focalitzat en les tecnologies de codi obert com la Fabricació per Filament Fos (FFF) i similars basades en líquids catalitzables. La recerca s'alinea dins l'activitat de desenvolupament de la FA al CIM UPC, i en aquest àmbit concret amb la col·laboració amb l'Hospital Sant Joan de Déu de Barcelona (HSJD).

El primer bloc de la tesi inclou la descripció de l'estat de l'art, detallant les tecnologies existents i la seva aplicació a l'entorn mèdic. S'han establert per primer cop unes bases de caracterització dels teixits vius – sobretot tous – per donar suport a la selecció de materials que els puguin mimetitzar en un procés de FA, a efectes de millorar l'experiència d'assaig dels cirurgians. El caràcter rígid dels materials majoritàriament usats en impressió 3D els fa poc útils per simular tumors i altres referències anatòmiques. De forma successiva, es tracten paràmetres com la densitat, la viscoelasticitat, la caracterització dels materials tous a la indústria, l'estudi del mòdul elàstic de teixits tous i vasos, la duresa d'aquests, i requeriments com l'esterilització dels models.

El segon bloc comença explorant la impressió 3D mitjançant FFF. Es classifiquen les variants del procés des del punt de vista de la multimaterialitat, essencial per fer models d'assaig quirúrgic, diferenciant entre solucions multibroquet i de barreja al capçal. S'ha inclòs l'estudi de materials (filaments i líquids) que serien més útils per mimetitzar teixits tous. Es constata com en els líquids, en comparació amb els filaments, la complexitat del treball en processos de FA és més elevada, i es determinen formes d'imprimir materials molt tous. Per acabar, s'exposen sis casos reals de col·laboració amb l'HSJD, una selecció d'aquells en els que el doctorand ha intervingut en els darrers anys. L'origen es troba en la dificultat de l'abordatge d'operacions de resecció de tumors infantils com el neuroblastoma, i a la iniciativa del Dr. Lucas Krauel.

Finalment, el Bloc 3 té per objecte explorar nombrosos conceptes (fins a 8), activitat completada al llarg dels darrers cinc anys amb el suport dels mitjans del CIM UPC i de

l'activitat associada a treballs finals d'estudis d'estudiants de la UPC, arribant-se a materialitzar equipaments experimentals per validar-los. La recerca ampla i sistemàtica al respecte fa que s'estigui més a prop de disposar d'una solució d'impressió 3D multimaterial de sobretaula. Es determina que la millor via de progrés és la de disposar d'una pluralitat de capçals independents a fi de capacitar la impressora 3D per integrar diversos conceptes estudiats, materialitzant-se una possible solució.

Cloent la tesi, es planteja com seria un equipament d'impressió 3D per a models d'assaig quirúrgic, a fi de servir de base per a futurs desenvolupaments.

Resumen

La presente tesis doctoral se ha centrado en el reto de conseguir, mediante Fabricación Aditiva (FA), modelos para ensayo quirúrgico, bajo la premisa que los equipos para obtenerlos tendrían que ser accesibles al ámbito hospitalario. El objetivo es facilitar la extensión del uso de modelos como herramienta de preparación de operaciones quirúrgicas, transformando la práctica médica actual de la misma manera que, en su momento, lo hicieron tecnologías como las que facilitaron el uso de radiografías. El motivo de utilizar FA, en lugar de tecnologías más tradicionales, es su capacidad de materializar de forma directa los datos digitales obtenidos de la anatomía del paciente mediante sistemas de escaneo tridimensional, haciendo posible la obtención de modelos personalizados.

Los resultados se centran en la generación de nuevo conocimiento para conseguir equipamientos de impresión 3D multimateriales accesibles que permitan la obtención de modelos miméticos respecto a los tejidos vivos. Para facilitar la búsqueda extensión de la tecnología, se ha focalizado en las tecnologías de código abierto como la Fabricación por Hilo Fundido (FFF) y similares basadas en líquidos catalizables. Esta investigación se alinea dentro de la actividad de desarrollo de la FA en el CIM UPC, y en este ámbito concreto con la colaboración con el Hospital Sant Joan de Déu de Barcelona (HSJD).

El primer bloque de la tesis incluye la descripción del estado del arte, detallando las tecnologías existentes y su aplicación al entorno médico. Se han establecido por primera vez unas bases de caracterización de los tejidos vivos – principalmente blandos – para dar apoyo a la selección de materiales que los puedan mimetizar en un proceso de FA, a efectos de mejorar la experiencia de ensayo de los cirujanos. El carácter rígido de los materiales mayoritariamente usados en impresión 3D los hace poco útiles para simular tumores y otras referencias anatómicas. De forma sucesiva, se tratan parámetros como la densidad, la viscoelasticidad, la caracterización de materiales blandos en la industria, el estudio del módulo elástico de tejidos blandos y vasos, la dureza de los mismos, y requerimientos como la esterilización de los modelos.

El segundo bloque empieza explorando la impresión 3D mediante FFF. Se clasifican las variantes del proceso desde el punto de vista de la multimaterialidad, esencial para hacer modelos de ensayo quirúrgico, diferenciando entre soluciones multibocilla y de mezcla en el cabezal. Se ha incluido el estudio de materiales (filamentos y líquidos) que serían más útiles para mimetizar tejidos blandos. Se constata como en los líquidos, en comparación con los filamentos, la complejidad del trabajo en procesos de FA es más elevada, y se determinan formas de imprimir materiales muy blandos. Para acabar, se exponen seis casos reales de colaboración con el HJSD, una selección de aquellos en los que el doctorando ha intervenido en los últimos años. El origen se encuentra en la dificultad del abordaje de operaciones de resección de tumores infantiles como el neuroblastoma, y en la iniciativa del Dr. Lucas Krauel.

Finalmente, el Bloque 3 desarrolla numerosos conceptos (hasta 8), actividad completada a lo largo de los últimos cinco años con el apoyo de los medios del CIM UPC y de la actividad asociada a trabajos finales de estudios de estudiantes de la UPC, llegándose a materializar equipamientos experimentales para validarlos. La investigación amplia y sistemática al respecto hace que se esté más cerca de disponer de una solución de impresión 3D multimaterial de sobremesa. Se determina que la mejor vía de progreso es la de disponer de una pluralidad de cabezales independientes, a fin de capacitar la impresora 3D para integrar diversos conceptos estudiados, materializándose una posible solución.

Para cerrar la tesis, se plantea cómo sería un equipamiento de impresión 3D para modelos de ensayo quirúrgico, a fin de servir de base para futuros desarrollos.

Summary

This doctoral thesis has been focused on the challenge to obtain, using Additive Manufacturing (AM), models for surgical planning, under the premise that the equipment to obtain them should be accessible to the hospital field. The objective is to spread the use of prototypes as a surgical training tool, upgrading medical practice in the same way that technologies which enhanced radiographs at the time. The reason for using AM, instead of more traditional technologies, is its capacity to materialise, in a straight way, the digital data of the patient anatomy coming from three-dimensional scanning systems, making it possible to achieve personalised models.

The results are basically the generation of new knowledge in order to create accessible multi-material 3D printing machines that would allow to obtain models mimicking living tissues. Related to the will to spread this technology, research has focused on open source technologies, mainly Fused Filament Fabrication (FFF), and similar technologies based on catalizable liquids. This research is aligned with the development work related to AM at CIM UPC, and in this special field there is a close cooperation with Hospital Sant Joan de Déu in Barcelona (HSJD).

The first section of the thesis includes a description of the state of the art, including the existing technologies and their application within the medical field. For the first time, basis have been laid for the characterisation of living tissues – primarily soft tissues – to support the selection of materials mimicking them in an AM process, so as to improve the surgical planning experience. The stiffness linked to most of the materials commonly used in 3D printing, makes them unhelpful to simulate tumours and other anatomic references. Then, parameters like density, viscoelasticity, soft materials industry characterisation, soft tissues and vessels elastic modulus, its hardness, mimicking blood and sterilisation requirements, are successively treated.

The second section starts exploring FFF 3D printing. Processes are classified from the point of view of multi-materiality, a key factor for surgical planning models, telling multi-nozzle solutions from mixing printheads solutions. A study about probable useful materials (both filaments and liquids) to mimic soft tissues is included. It is stated how liquids, compared to filaments, are more demanding related to additive manufacturing processes, and different ways to print very soft materials are detailed. Finally, six real cases – in which the doctorate has participated in these last years –, involving collaboration with HSJD, are reported. In the origin it can be found the difficulty to perform tumour resection surgeries to children, like neuroblastoma type, and the initiative of Dr. Lucas Krauel.

Finally, Section 3 is devoted to the exploration of many concepts (up to 8), activity performed along the last five years thanks to the technical resources of CIM UPC and the academic activity of the UPC students, related to their final degree thesis, therefore reaching the construction of several machines and mechanisms to test them. The wide

and systematic research about these concepts makes closer the day to reach a desktop 3D printing multimaterial solution. It is found that the best way to progress is having a plurality of independent printheads in order to enable a 3D printer to integrate some of the researched concepts, thus materialising a possible solution.

To sum up, it is raised how a 3D printer for surgical training models should be like, for the purpose of serving as a basis for new developments.

ÍNDEX

AGRAÏMENTS	I
RESUM	II
RESUMEN	IV
SUMMARY	VI
ÍNDEX	IX
ÍNDEX DE FIGURES	XIII
ÍNDEX DE TAULES	XXIII
GLOSSARI	XXV
BLOC 0. INTRODUCCIÓ	1
1 INTRODUCCIÓ	3
1.1 LA IMPRESSIÓ 3D, UNA REVOLUCIÓ EN FABRICACIÓ	3
1.2 ÚS DE PROTOTIPS IMPRESOS EN 3D PER ASSAIG D'OPERACIONS QUIRÚRGIQUES	5
1.3 OBJECTIU GENERAL DE LA TESI	6
1.4 ABAST DE LA TESI	8
1.5 ESTRUCTURA DE LA TESI	9
BLOC 1. LA FABRICACIÓ ADDITIVA I LA MIMETITZACIÓ DE TEIXITS VIUS	11
2 ESTAT DE L'ART EN FABRICACIÓ ADDITIVA I EN LES APLICACIONS MÈDIQUES D'AQUESTA	13
2.1 TECNOLOGIES DE FABRICACIÓ ADDITIVA	13
2.1.1 Fotopolimerització induïda per làser (SLA)	15
2.1.2 Fotopolimerització per llum projectada	16
2.1.3 Superposició de làmines (LOM)	17
2.1.4 Fusió en llit de pols	18
2.1.5 Fabricació per Filament Fos (FFF)	19
2.1.6 Deposició de gotes	21
2.2 APLICACIONS MÈDIQUES DE LES TECNOLOGIES DE FABRICACIÓ ADDITIVA	27
2.2.1 Planificació d'operacions quirúrgiques complexes, finalitats formatives	28
2.2.2 Fabricació de pròtesis i implants, enginyeria de teixits	29
2.3 FABRICACIÓ DE PECES AMB MÚLTIPLES MATERIALS AMB TECNOLOGIES DE FABRICACIÓ ADDITIVA	31
2.3.1 Peces de materials compostos	31
2.3.2 Conjunts de peces amb múltiples materials	34
3 MIMETISME DE PROTOTIPS FETS PER FABRICACIÓ ADDITIVA RESPECTE ALS TEIXITS VIUS	39
3.1 MODELS D'ENTRENAMENT, L'ANTECEDENT DELS PROTOTIPS QUIRÚRGICS	41
3.1.1 Models d'entrenament i models d'assaig quirúrgic	41
3.1.2 Característiques dels models d'entrenament quirúrgic	42
3.1.3 Models d'entrenament quirúrgic i impressió 3D	47
3.2 REQUERIMENTS D'INTERÈS EN LA MIMETITZACIÓ DE TEIXIT VIU	52
3.2.1 Color	52
3.2.2 Consistència. Hidratació dels teixits i comportament dual	52
3.2.3 Limitacions de la caracterització de materials i dels prototips d'assaig	53
3.3 CARACTERITZACIÓ DELS TEIXITS VIUS	56
3.3.1 Densitat dels teixits vius	57
3.3.2 Viscoelasticitat dels teixits tous	59
3.3.3 Caracterització de materials tous a la indústria	68
3.3.4 Mòdul elàstic dels teixits tous	72

3.3.5	<i>Mòdul elàstic de vasos sanguinis i nervis</i>	83
3.3.6	<i>Duresa dels teixits tous</i>	87
3.3.7	<i>Mimetització de fluids</i>	91
3.3.8	<i>Conclusions: correlació entre teixits vius i materials</i>	93
3.4	PARÀMETRES VINCULATS ALS PROTOTIPS: ESTERILITZACIÓ PER A ÚS EN EL QUIRÒFAN	98
3.5	CONCLUSIONS	106
BLOC 2. BASES PER A LA IMPRESSIÓ 3D DE MODELS D'ASSAIG QUIRÚRGIC: TECNOLOGIES I EXPERIÈNCIES		109
4	TECNOLOGIA FFF I FILAMENTS PLÀSTICS PER A PROTOTIPS MULTIMATERIAIS	111
4.1	CLASSIFICACIÓ DE LES TECNOLOGIES FFF MULTIMATERIAIS	111
4.1.1	<i>Línia FFF basada en multibroquet</i>	112
4.1.1.1	Sublínia FFF basada en capçal únic amb multibroquet	114
4.1.1.2	Sublínia FFF basada en capçals independents	123
4.1.2	<i>Línia FFF basada en multifilament i monoextrusor</i>	128
4.1.2.1	Sublínia FFF basada en el pas seqüencial de filaments	128
4.1.2.2	Sublínia FFF basada en barreja en el broquet	130
4.2	FILAMENTS PLÀSTICS PER A TECNOLOGIA FFF	139
4.2.1	<i>Filaments flexibles</i>	141
4.2.2	<i>Filaments flexibles basats en PLA</i>	145
4.2.3	<i>Filaments flexibles de TPE</i>	145
4.2.4	<i>Filaments ultraflexibles amb plàstics porosos</i>	147
4.2.5	<i>Recopilació de filaments flexibles</i>	150
4.3	CONCLUSIONS	151
5	IMPRESSIÓ 3D BASADA EN MATERIALS LÍQUIDS	153
5.1	LÍQUIDS EMPRATS EN PROCESSOS DE FABRICACIÓ ADDITIVA	154
5.1.1	<i>Resines fotopolimeritzables</i>	154
5.1.2	<i>Silicones</i>	161
5.1.3	<i>Poliuretans</i>	165
5.1.4	<i>Cautxú</i>	167
5.1.5	<i>Hidrogels</i>	169
5.2	PROTOTIPS MULTIMATERIAIS AMB RESINA FOTOPOLIMERITZABLE	175
5.3	TECNOLOGIES D'IMPRESSIÓ 3D DE LÍQUIDS	178
5.3.1	<i>Dispensació mitjançant xeringa</i>	183
5.3.1.1	Xeringa amb avanç mecànic de l'èmbol	184
5.3.1.2	Xeringa amb accionament pneumàtic/hidràulic de l'èmbol	188
5.3.2	<i>Control del flux dispensat mitjançant bombes</i>	189
5.3.2.1	Bombes peristàltiques	189
5.3.2.2	Bombes de cargol d'Arquímedes	191
5.3.2.3	Bombes de cavitats progressives	191
5.3.3	<i>Control del flux dispensat mitjançant vàlvules</i>	193
5.3.4	<i>Medis i estratègies en la deposició de líquids bicomponents</i>	196
5.3.4.1	Barrejadors passius	197
5.3.4.2	Barrejadors actius	198
5.3.4.3	Barreja post-deposició	200
5.4	ALTERNATIVES PER DISPOSAR DE PECES IMPRESSES EN 3D DE MOLT BAIXA CONSISTÈNCIA	201
5.4.1	<i>Impressió 3D en gravetat zero</i>	202
5.4.2	<i>Impressió 3D per immersió</i>	203
5.4.3	<i>Impressió 3D i congelació</i>	205
5.4.4	<i>Fabricació additiva de closques d'un sol ús per a emmotllar</i>	207
5.5	CONCLUSIONS	209
6	EXPERIÈNCIES DE SUPORT A CIRURGIA ONCOLÒGICA AMB PROTOTIPS OBTINGUTS PER IMPRESSIÓ 3D	211
6.1	SELECCIÓ DE CASOS ABORDATS	213
6.2	PREPARACIÓ DELS CASOS PER AL PROTOTIPATGE	214
6.3	PROTOTIPATGE DEL PRIMER CAS: NEUROBLASTOMA	221

6.4	PROTOTIPATGE DEL SEGON CAS: AMPLIACIÓ A TECNOLOGIA SLS	224
6.5	PROTOTIPATGE DEL TERCER CAS: SARCOMA AL MEDIATÍ.....	226
6.6	PROTOTIPATGE DEL QUART CAS: AFEGINT LA TECNOLOGIA FFF	229
6.7	PROTOTIPATGE DEL CINQUÈ CAS: SLS I SILICONA EN MOTLLE FFF.....	232
6.8	CAS NO ONCOLÒGIC COMPLEMENTARI.....	236
6.9	CONCLUSIONS SOBRE LES EXPERIÈNCIES	238
BLOC 3. EXPLORACIÓ DE LÍNIES TECNOLÒGIQUES PER A IMPRESSIÓ 3D MULTIMATERIAL		243
7	CONCEPTES I DESENVOLUPAMENT PRIMARI DE SISTEMES D'IMPRESSIÓ 3D MULTIMATERIALS.	245
7.1	ELS TEIXITS VIUS I ELS MATERIALS INDUSTRIALS PER A MIMETITZAR-LOS	248
7.2	ESPECIFICACIONS COMPLEMENTÀRIES PER A LA IMPRESSIÓ 3D MULTIMATERIAL.....	254
7.2.1	<i>Especificacions de maquinari i el procés.....</i>	254
7.2.2	<i>Especificacions del programari.....</i>	255
7.2.3	<i>Especificacions vinculades a materials a processar.....</i>	256
7.3	CONCEPTES D'IMPRESSIÓ MULTIMATERIAL	259
7.4	EXPLORACIÓ INICIAL DELS CONCEPTES D'IMPRESSIÓ 3D MULTIMATERIAL	264
7.4.1	<i>Capçal revòlver</i>	265
7.4.2	<i>Broquets convergents</i>	267
7.4.3	<i>Materials creuats.....</i>	268
7.4.4	<i>Barreja en el capçal</i>	271
7.4.5	<i>Multideposició de líquids per a catalització de poliuretà (PU).....</i>	274
7.4.6	<i>Deposició i catalització de silicona.....</i>	276
7.4.7	<i>Deposició i catalització de silicona UV.....</i>	277
7.4.8	<i>Prototips de baixa duresa en motlles FFF</i>	280
7.4.9	<i>Conclusions sobre els conceptes explorats</i>	283
7.5	DESENVOLUPAMENT PRIMARI DELS CONCEPTES.....	285
7.5.1	<i>Capçal revòlver de 5 filaments.....</i>	285
7.5.2	<i>Broquets convergents de 4 filaments</i>	294
7.5.3	<i>Materials creuats: croquitat i càlcul de solució de 4 filaments</i>	300
7.5.4	<i>Barreja en el capçal: predisseny exploratori de sistema simple</i>	303
7.5.5	<i>Catalització de poliuretà: proves i predisseny de prototip experimental.....</i>	310
7.5.6	<i>Proves de viabilitat i avaluació dels temps d'impressió 3D amb silicona</i>	315
7.5.7	<i>Silicones UV: materials existents i proves bàsiques prèvies a la impressió 3D</i>	321
7.5.8	<i>Silicona en motlle FFF: disseny d'una prova d'alta complexitat</i>	324
7.6	CONCLUSIONS SOBRE ELS CONCEPTES DESENVOLUPATS.....	327
8	EXECUCIÓ DE PROTOTIPS EXPERIMENTALS.....	333
8.1	CAPÇAL REVÒLVER.....	334
8.2	BROQUETS CONVERGENTS.....	340
8.3	BARREJA PASSIVA EN EL CAPÇAL	346
8.4	BARREJA ACTIVA EN EL CAPÇAL.....	356
8.4.1	<i>Proves de colors</i>	356
8.4.2	<i>Simulació computacional.....</i>	361
8.4.3	<i>Sistema electrònic.....</i>	367
8.4.4	<i>Altres activitats.....</i>	369
8.5	PROTOTIP EXPERIMENTAL DE CATALITZACIÓ DE POLIURETÀ	378
8.6	DEPOSICIÓ DE SILICONES MITJANÇANT ACTIVAT DEL CURAT AMB LLUM UV	389
8.7	SILICONA EN MOTLLE FFF	392
8.8	CONCLUSIONS SOBRE ELS PROTOTIPS EXPERIMENTALS.....	405
9	LÍNIES PER A LA INTEGRACIÓ DE FILAMENTS I LÍQUIDS.	409
9.1	ESTUDI SOBRE LA MOBILITZACIÓ DE CAPÇALS INDEPENDENTS.....	410
9.1.1	<i>Mobilització independent d'una pluralitat de capçals.....</i>	411
9.1.2	<i>Mobilització de capçals sota el concepte de canvi d'eina.....</i>	416
9.2	EQUIP EXPERIMENTAL MULTIMATERIAL DE 4 CAPÇALS INDEPENDENTS.....	423

9.2.1	<i>Aprovisionament d'impressora experimental IDEX</i>	423
9.2.2	<i>Solució mecànica del sistema IQuEX</i>	425
9.2.3	<i>Solució per al control del sistema IQuEX</i>	430
9.2.4	<i>Calibrat, proves i conclusions del sistema IQuEX</i>	433
10	CONCLUSIONS	439
10.1	CONCLUSIONS DEL BLOC 1	440
10.2	CONCLUSIONS DEL BLOC 2	442
10.3	CONCLUSIONS DEL BLOC 3	444
10.4	DESCRIPCIÓ D'UNA IMPRESSORA 3D MULTIMATERIAL PER A PROTOTIPS D'ASSAIG QUIRÚRGIC.....	448
10.5	SUGGERIMENTS PER A AMPLIACIONS DE LA PRESENT RECERCA	451
10.6	NOTES FINALS.....	452
	BIBLIOGRAFIA	453

Índex de figures

Figura 1. Imatge CAD transparent mostrant els canals interns de refrigeració d'un motlle d'injecció. Font: [4].	4
Figura 2. Micrografia de material amb bronze infiltrat entre partícules de WC i Co. Font: [5].	4
Figura 3. Model d'un tumor i dels òrgans que l'envolten. Font: HSJD.	5
Figura 4. Roda de classificació de les tecnologies de prototipatge ràpid. Font: [8].	13
Figura 5. Esquema d'una màquina d'estereolitografia. Font: [10].	15
Figura 6. Esquema del procés de fotopolimerització per llum projectada. Font: [12].	16
Figura 7. Esquema de funcionament tecnologia DLP. Font: [14].	17
Figura 8. Esquema de funcionament de la Superposició de làmines. Font: [15].	18
Figura 9. Esquema de funcionament de la Fusió en llit de pols. Font: [17].	19
Figura 10. Esquema de funcionament de la tecnologia FFF. Font: [18].	19
Figura 11. Esquema de funcionament de la Impressió en raig de tinta 3D. Font: [25].	23
Figura 12. Esquema de funcionament de la Injecció de gotes de fotopolímer. Font: [25].	23
Figura 13. Esquema de funcionament de la Projecció d'aglutinant. Font: [25].	25
Figura 14. Fases per a obtenir imprès en 3D un model mèdic del cos humà. Font: [27].	27
Figura 15. Cervell d'un infant amb anomalies estructurals: a) Imatge tridimensional. b) Cervell fabricat additivament a partir de la imatge. Font: [27].	29
Figura 16. Model d'un implant cranial. Font: [42].	30
Figura 17. Fabricació d'una peça amb la tecnologia LENS. Font: [60].	33
Figura 18. Estructura triangular bimatèrial fabricada per deposició de gotes. Font: [68].	34
Figura 19. Model acolorit en relleu de l'illa de Mallorca. Font: [69].	35
Figura 20. Peça de material dual obtinguda amb la tecnologia LENS. Font: [68].	35
Figura 21. Manxa per a inflat realitzada per FFF usant dos filaments (PLA i TPU). Font: CIM UPC.	36
Figura 22. Model per a l'entrenament de la cirurgia de l'hèrnia inguinal oberta. Font: [73].	43
Figura 23. Model de Tors per a entrenament mèdic. Font: [75].	43
Figura 24. Cadàver sintètic de Syndaver® per a entrenament mèdic. Font: [74].	44
Figura 25. a) Preparació CAD i impressió 3D en tecnologia FFF de motlle per a prototip d'òrgan. b) Motlle de l'òrgan, fet a partir de filament plàstic. Font: [86].	48
Figura 26. a) Preparació de l'hidrogel. b) Injecció d'hidrogel condicionat i tintat en el motlle imprès anteriorment. Font: [86].	48
Figura 27. a) Posicionat en motlle de peces prèviament obtingudes per emmotllament. b) Prototip multimaterial obtingut un cop tancat el motlle i injectat un hidrogel. Font: [86].	49
Figura 28. a) Disposició dins d'un tors artificial dels per entrenar el procediment de nefrectomia parcial. b) Entrenament assistit per robot. Font: [86].	49
Figura 29. Model d'entrenament quirúrgic per a pràctica endoscòpica d'alt risc fruit de la col·laboració entre el BCH i Fractured FX. Font: [87].	50
Figura 30. Corbes de tensió-deformació de teixit pulmonar (assaig de tracció). Font: [90].	59
Figura 31. Proposta de model viscoelàstic dels teixits vius. Font: [90].	60
Figura 32. Cicles d'histèresi del múscul tibial anterior de conill a diferents velocitats de càrrega i descàrrega. Font: [93].	61
Figura 33. Relació entre tensió cíclica i deformació al llarg d'un cicle en un aparell d'assaigs DMA. En X s'expressa unitàriament força i desplaçament, i en Y la posició angular. Font: [98].	63
Figura 34. a) Aparell Q800 de TA Instruments per assaigs DMA a l'IQS. Font: pròpia. b) Mordassa de compressió de l'aparell.	65
Figura 35. Gràfic DMA de teixit de fetge de vedella. Font: Projecte QuirofAM (en curs).	66

Figura 36. Gràfic DMA d'assaigs realitzats de teixits animals. Font: Projecte QuirofAM.	67
Figura 37. a) Mesurador de textures d'aliments i complements associats. b) Gràfica de Força Bloom d'un gel. Font: [102, 103].....	69
Figura 38. Cèl·lula de cisallament Kramer. Font: [104].	70
Figura 39. Posicionat en màquina d'assaig de tracció d'una proveta a fi d'obtenir la resistència a l'esquinçament. Font: [105].	71
Figura 40. a) Assaig de compressió no confinat de diferents hidrogels basats en gelatina i àcid hialurònic. b) mòdul de Young d'aquests hidrogels. Font: [107].....	72
Figura 41. Valors de G a diferents freqüències d'acció de la força o deformació procedents d'assaig DMA i elastografia transitòria. Font: [106].	74
Figura 42. Visualització del mòdul G per RME d'un fetge sa (a,b,c) i d'un cirròtic (d,e,f). Font [114].	76
Figura 43. Mapa de valors del mòdul de cisallament G en un ronyó, identificant-se la morfologia d'aquest. Font: [116].	80
Figura 44. Operativa per apartar els vasos de la zona de resecció del tumor. Font: pròpia.	84
Figura 45. Posicionat qualitatiu d'escalles de duresa i ubicació de materials diversos. Font: [133].	87
Figura 46. Posicionat qualitatiu de les escales de duresa Shore per a materials tous, amb indicació de la norma d'assaig. Font: [134].	88
Figura 47. Contraposició de valors d'assaig de duresa de materials plàstics en dues escales diferents. Font: [135].	88
Figura 48. a) Posicionat de materials industrials i exemples de productes en les escales Shore A i D de dureses. b) Duròmetre Shore A i mostra-patró de dureses diferents. Font: [138].	89
Figura 49. a) Mesura de duresa de fetge de vedella. b) Mesura de duresa de cervell de xai. Font: pròpia.....	90
Figura 50. Procés d'assaig d'intervenció quirúrgica per eliminar un neuroblastoma. Tumor modelitzat en resina fotopolimèrica de duresa 27 Shore A. Font: Lucas Krauel, HSJD.....	96
Figura 51. Validació del procés d'esterilització mitjançant autoclau per a peces impreses en 3D. Font: Arnau Valls, HSJD (2017).	102
Figura 52. Proves d'esterilització i conservació de la forma per a peces impreses en 3D en TPU. Font: Arnau Valls, HSJD (2018).	104
Figura 53. Classificació de les tecnologies FFF multimaterial segons la forma de treball. Font: pròpia.....	112
Figura 54. a) Vista del capçal amb doble extrusor d'una impressora 3D de tecnologia FDM de Stratasys®. b) Esquema representant un capçal amb doble extrusor, a fi d'imprimir el model i els suports. Font: [157] [158].	112
Figura 55. Planificació de les trajectòries en una peça multimaterial amb una màquina de FDM amb múltiples broquets. Font: [159]	114
Figura 56. Articulació de genoll feta amb bimaterial, amb i sense efecte <i>oozing</i> . a) amb impressora 3D de capçal amb dos extrusors no independents. b) amb impressora 3D amb doble extrusor independent (IDEX). Font: CIM UPC.	115
Figura 57. Concepte capçal revòlver per obtenir gruixos diferent. Font: [162].....	116
Figura 58. Vista inferior de detall de broquets extrusors de diferent gruix (nº 2016, 2018, 20120). Font: [163]	116
Figura 59. Kit "dual extruder" per a la impressora de codi obert BCN3D+ del CIM UPC. Font: pròpia.....	117
Figura 60. a) Kit de peces per incorporar doble extrusió en un capçal. b) Kit dual extruder de Lulzbot. Font: [166, 167].	118
Figura 61. Moviment oscil·lant del capçal de la Spiderbot®. Font: [169].....	118
Figura 62. Capçal amb doble extrusor i un sol motor. Un selector canvia l'engrenatge accionat, fent que sigui impulsat un o altre filament. Font [170].....	119
Figura 63. a) Impressora 3D Spectrom® en curs de deposició i tintat de filament. b) Impressora 3D Da Vinci Color®. Font: [173, 174].	120
Figura 64. Peça obtinguda amb la impressora 3D RizeOne. Font: [175].	120

Figura 65. Detall d'una impressora 3D de tipus FFF amb un capçal de 3 broquets. Font: [176].	121
Figura 66. a) Capçal d'alta compacitat amb tres broquets. b) concepte de capçal amb quatre broquets. Font: [177, 178].	121
Figura 67. Capçal revòlver amb quatre broquets. Font: [179].	122
Figura 68. Impressora 3D amb un capçal de 5 extrusors, que marca el límit actual de la tendència d'incorporar múltiples extrusors en un sol capçal. Font: [180].	122
Figura 69. a) Equip de treball amb capçal intercanviable, i gamma de capçals a disposició. b) Equip amb quatre capçals, imprimint simultàniament 4 còpies amb diferent filament. Font: [181].	123
Figura 70. El primer antecedent d'impressora 3D de capçals independents, desenvolupat per un fabricant de la comunitat rebrap. Font: [183].	124
Figura 71. a) Impressora BCN3D Sigma materialitzant un prototip per a cas d'assaig quirúrgic per l'HSJD. b) Peça bicolor ("Draudi") Font: pròpia.	125
Figura 72. Realitzacions de sistemes IDEX. a) Impressora 3D Bolt® de Leapfrog® fent un objecte bicolor. b) Vista interior dels dos capçals independents de la AON-M® de AON3D®. Font: [184, 185].	125
Figura 73. Impressora 3D FORMBOT T-Rex 2®, amb dos capçals independents. Font: [186].	126
Figura 74. Concepte d'impressió 3D amb dos capçals independents: un per a dipositar el material i l'altre per acolorir la capa de material acabada de dipositar. Font: [187].	126
Figura 75. Concepte d'impressora 3D de Phantom Corporation® amb capçals independents. Font: [188].	127
Figura 76. Impressora 3D Modix Tango® de Modix® amb el sistema de capçals independents muntats en barres independents. Font: [189].	128
Figura 77. a) Dispositiu Mosaic Manufacturing® intercalat entre bobines de filament i una impressora 3D. b) Comparació entre peces: amb doble extrusor (dual) i amb sistema Mosaic Manufacturing®. Font: [190].	129
Figura 78. Filaments convergint en un mateix broquet. Font: [163].	130
Figura 79. a) Impressora Prusa i3MK2® amb 4 filaments, només un actiu a la vegada. b) Vista general amb el kit multimaterial. Font: [191].	130
Figura 80. a) Impressora 3D Builder Dual Feed® amb peça obtinguda per transició entre groc i magenta al llarg de la seva alçada. b) Peça de dos colors i torre de purga. Font: [193].	132
Figura 81. Capçal complet de 3 filaments convergents en un sol broquet. S'obtenen peces amb color estratificat. Font: [194].	133
Figura 82. a) Detall del capçal "Diamond". b) Peces tricolors obtingudes amb el capçal "Diamond", que es veu al mig. Font: [195].	133
Figura 83. a) Detall del capçal amb doble extrusor de la Prodesk 3D de BotObjects. b) Peça de colors estratificats. Font: [197].	134
Figura 84. Peces de prova obtingudes per FFF amb barrejador actiu. Font: [198].	134
Figura 85. a) Croquis de zona interna de barrejat de filament en un broquet de V.J. Geisler. b) Idem en una patent d'Autodesk®. Font: [199, 164].	135
Figura 86. Dissenys d'eixos que, fixos dins la càmera d'extrusió, han d'ajudar passivament a forçar la barreja de filaments abans de la seva sortida. Font: [198].	136
Figura 87. Eix i cambra de barreja activa en una impressora quin capçal rep dos filaments. Font: [198].	136
Figura 88. a) Vista seccional de capçal multifilament sense barrejador actiu. b) Prototip on s'integra aquest amb els cinc accionaments d'impulsió de fil. Font: [201, 202].	137
Figura 89. a) Capçal de 5 filaments convergents. b) Detall del muntatge d'aquest en una impressora 3D. Font: [203].	138
Figura 90. Capçal de la impressora 3D PAM de Pollen. Font: [204].	138
Figura 91. Extrem proximal al maluc de fèmur que cal refer. a) Visualització CAD del fitxer STL. b) Impressions 3D en ABS (dreta) i en PLA translúcid (esquerra). Font: pròpia.	141
Figura 92. Mesura de la duresa de peces impreses en 3D amb diferent grau d'emplenament (<i>infill</i>). Font: [208].	142

Figura 93. Problemàtiques i solucions en l'extrusió de filaments flexibles: a) L'espai a la sortida del mecanisme impulsor fa que el filament s'escapi. b) Solució: acompanyar el filament des de la mateixa sortida de les rodes impulsores. Font: [209].	143
Figura 94. Ajust de la tensió en el sistema impulsor de fil situat al capçal. Font: pròpia.	143
Figura 95. Impressores 3D BCN3D Sigma i Sigmax (CIM UPC) amb tubs <i>Bowden</i> . Font: pròpia.	144
Figura 96. Kit portabobina instal·lat damunt de la impressora 3D per facilitar la impressió 3D de material flexible amb tub <i>Bowden</i> . Font: [211].	145
Figura 97. Impressió 3D de prototip per a assaig quirúrgic basat en geometria complexa, precisant suports (apreciables a la imatge) per a la seva generació. Font: pròpia.	147
Figura 98. Filament imprès en aparença massís es converteix en porós després de dissoldre en líquid la part soluble que contenia. Font: [220].	148
Figura 99. Esponja impresa en 3D usant GEL-LAY®. Font: [223].	149
Figura 100. Reacció en presència de llum UV d'un fotoactivador de tipus fosfi (TPO). Font: [230].	156
Figura 101. Esquema del procés de fotopolimerització i els seus components. Font: [231].	157
Figura 102. Prototips modelat amb diferents resines fotopolimèriques. Les de caràcter elastomèric (B) no tenen el nivell de transparència d'altres rígides (C). Font: [241].	159
Figura 103. a) Prototip bimatèrial de neuroblastoma en tecnologia PolyJet™. b) El mateix prototip, després de la resecció parcial efectuada a l'assaig quirúrgic. Font: pròpia.	160
Figura 104. Peça elastomèrica realitzada en tecnologia CLIP de Carbon®. Font: [243].	161
Figura 105. Model de silicona per a assajar sutures, constituït de tres capes. Font: [247].	164
Figura 106. Peces impreses en 3D en làtex. Font: [249].	167
Figura 107. Impressora 3D "Kiloprint" usant un material segellador de làtex. Font: [251].	168
Figura 108. Orella humana impresa en 3D. Font [262].	173
Figura 109. Exemple de conjunt mecànic imprès en 3D amb tecnologia PolyJet™ multimaterial. Font [263].	175
Figura 110. Prototip per a formació mèdica fet per Avinent®, membre de la Comunitat RIS3CAT "Llabor 3D" i soci del projecte QuirofAM, amb una impressora 3D J750™ de Stratasys®. Font: pròpia.	177
Figura 111. a) Reconstrucció de cap amb malformació a partir d'imatges DICOM. b) Disseny CAD del motlle corresponent al cap. Font: [31].	178
Figura 112. Procés de fabricació del prototip per colada de silicona al motlle, realitzat a la Planta Pilot del CIM UPC. Font: [31].	179
Figura 113. Pròtesi d'orella impresa en silicona. Font: [266].	180
Figura 114. a) Impressió 3D d'una peça per injecció de silicona. b) Impressora 3D amb capçal preparat per incorporar sistema de dispensació de silicona. Font: [267].	180
Figura 115. Reproducció de braç humà, fet en silicona mitjançant fabricació additiva. Font: [268].	181
Figura 116. Procés adoptat per WackerChemie AG® per a fabricar peces en silicona per impressió 3D. Font: [269].	182
Figura 117. Detall del capçal de deposició de silicona solidificable per llum UV de WackerChemie AG. Font: [269].	182
Figura 118. a) Bioimpressora Novogen MMX™ d'Organovo®. b) 3D-Bioplotter™ d'Envisiontec®. c) Sciperio/nScript™ de BioAssemblyTool®. Font: [270].	183
Figura 119. Impressora 3D dispensadora de silicona. Font: [271].	184
Figura 120. a) Impressora open-source BCN3D+ del CIM UPC amb el kit <i>Paste Extruder</i> . b) Desenvolupament amb doble xeringa, per a recerca en pastes bimaterials. Font: pròpia.	185
Figura 121. Inauguració de l'espai de recerca en impressió 3D i aliments en el marc del conveni entre el CIM UPC, la UPC i la UB, signat el 22 de juliol de 2015. Font: pròpia.	185
Figura 122. Capçal de Hyrel3D® per a ser usat amb fluids com ara silicones. Font: [272].	186
Figura 123. a) Dues vistes del sistema de xeringa externa de Discov3ry®. b) Esquema del funcionament de la xeringa externa, a acoblar a una impressora FFF. Font: [273, 274].	186
Figura 124. Peça multimaterial constituïda per dues peces impreses en 3D, una de silicona i l'altra de filament plàstic. Font: [273].	187

Figura 125. Dosificador pneumàtic de xeringa Font: [276].	188
Figura 126. Esquema de funcionament de bomba peristàltica. Font: [277].	189
Figura 127. a) Desenvolupament de codi obert d'impressora 3D per a silicona. b) La impulsió d'un dels dos components es fa mitjançant bomba peristàltica; l'altre amb xeringa. Font: [278].	190
Figura 128. Impressora 3D complementada amb bomba peristàltica per disposar d'alimentació contínua de xocolata. Recerca feta al Campus de Torribera, espai CIM UPC - UB. Font: [279].	190
Figura 129. Dispensació de líquids amb xeringa pressuritzada i cargol d'Arquímedes. Font: [280].	191
Figura 130. a) Equip de dosificació per a líquids bicomponents muntat en una impressora 3D. b) El procés de barreja precisa d'una cànula amb un circuit laberíntic. Font: [281, 282].	192
Figura 131. a) Sistema Claystruder 3™ desenvolupat per Unfold® i Viscotec®. b) Desenvolupament <i>Do-It-Yourself</i> de Unfold® de capçal d'impressió 3D. Font: [283, 284].	193
Figura 132. Esquema de funcionament de la vàlvula de solenoide-jet SMLD de Gyger®. Font: [285].	194
Figura 133. Capçal d'impressió 3D per a líquids basat en una vàlvula piezoelèctrica. Font: [286].	194
Figura 134. Vàlvula electropneumàtica de dosificació. Font: [289].	195
Figura 135. Vista exterior i seccionada d'un barrejador estàtic metàl·lic GXR-2.1™ de Stamixco®. Font: [293].	198
Figura 136. Detall de capçal per a bioimpressora per facilitar la deposició conjunta d'un hidrogel i el seu agent de reticulat. Font [294].	198
Figura 137. Capçal barrejador i dosificador de poliuretà de Robotek®. Font: [295].	199
Figura 138. Recerca al voltant de la barreja activa de líquids (tintes de diferent color) per a la posterior impressió 3D d'aquests. Font: [296].	200
Figura 139. Procés de fabricació additiva de formigó. Font: pròpia.	201
Figura 140. a) Esquema funcional de la tecnologia SSC, basada en la fabricació de peces de silicona per subinjecció de catalitzador. b) Retirant una peça del dipòsit un cop fabricada. Font: [299, 300].	204
Figura 141. Sistema d'impressió 3D d'hidrogels FRESH. Font: [301].	205
Figura 142. Sistema d'impressió 3D d'hidrogels amb manteniment de la consistència mitjançant congelació. Font: [304].	206
Figura 143. a) Fetge transparent amb elements interns impresos en FFF. b) Cor en silicona flexible transparent, amb tumor blanc opac a reseccionar. Font: [305, 306].	207
Figura 144. Equip de Tomografia Computeritzada (TC) a l'Hospital Sant Joan de Déu de Barcelona. Font: [308].	214
Figura 145. Tomografia Computeritzada (TC) en el pla axial per al segon cas descrit. Font: [307].	218
Figura 146. Model CAD que recull els elements en format STL, procedents de la segmentació del fitxer DICOM del cas 2. Font: pròpia.	219
Figura 147. Modelitzat CAD de models d'assaig quirúrgic. a) Visualització bàsica del neuroblastoma del cas 2. b) Visualització renderitzada del neuroblastoma del cas 4. Font: pròpia.	219
Figura 148. Dues versions del fitxer CAD del quart cas. a) Resecció del 60% del tumor. b) Resecció total del neuroblastoma. Font: pròpia.	220
Figura 149. Assaig de resecció del tumor sobre el prototip del Cas 1. Font: [307].	221
Figura 150. a) Prototip d'assaig quirúrgic corresponen al primer cas de neuroblastoma. b) Comparativa entre la massa tumoral ja extreta i el prototip. Font: HSJD i pròpia.	222
Figura 151. a) Prototip en tecnologia SLS corresponent al segon cas, on no hi ha el tumor. b) Intervenció en curs, amb els dos prototips a l'abast per a la seva consulta. Font: HSJD i pròpia.	224
Figura 152 a) Prototip 1. b) Prototip 2 (esquerra) i 3 (dreta). Font: pròpia.	226

Figura 153. a) Prototip del cas 2 damunt del seu suport fet en FFF. b) Prototips 2 del cas 3: a l'esquerra, el que es va usar, fet en SLS; a la dreta, prova feta amb una BCN3D Sigma de CIM UPC. c) Imatge del compte de HSJD a Instagram a desembre 2018. Font: pròpia.....	227
Figura 154. Prototip i imatge CT del cas 3. Font: Lucas Krauel i pròpia.	228
Figura 155. Prototips complementaris del cas 4: a) Cas 4. Prototip en Filaflex Recreus® sense el tumor. b) Prototip del tumor en filament transparent c) Prototip sense el tumor i peanya per recolzar-lo. Font: pròpia.....	230
Figura 156. Reunió de lliurament i revisió de prototips d'assaig quirúrgics (cas 4). Font: pròpia.	230
Figura 157. Diferents visualitzacions del mateix cas 5. Les dues imatges superiors són renderitzacions del conjunt fetge-vasos-tumor. A la inferior esquerra, el fetge i el tumor estan en mode transparent. A la inferior dreta, s'ha eliminat el fetge. Font: pròpia.	232
Figura 158. Prototip en SLS realitzat per l'equip RICOH S5500P. a) Prototip en curs de neteja. b) i c) Diferents visualitzacions del prototip ja pintat. Font: pròpia.....	233
Figura 159. Motlle per a obtenir prototip de fetge en silicona transparent. Font: pròpia.....	234
Figura 160. Motlle per a obtenir prototip de fetge en silicona transparent. Font: pròpia.....	235
Figura 161. a) Prototips de tràquea en diferents tecnologies i materials. b) Estudi de l'adaptació de la cànula actual de la traqueotomia usant el prototip de mitja secció de la tràquea. Font: pròpia.....	236
Figura 162. Entrevista de seguiment post-intervenció corresponent al Cas 2. Font: [310].....	239
Figura 163. Intervenció quirúrgica per a resecció de neuroblastoma a HSJD. Font: pròpia.....	241
Figura 164. Esquema dels conceptes explorats per a la impressió 3D de prototips multimaterials mimètics amb els teixits vius. Font: pròpia.	260
Figura 165. Resum dels passos seguits en el present capítol per a l'exposició dels avenços en les diferents línies d'impressió 3D seguides. Font: pròpia.	261
Figura 166. Ubicació dels conceptes explorats en l'esquema de tecnologies d'impressió 3D FFF. Font: pròpia.	264
Figura 167. Predisseny de capçal revòlver per a impressió 3D. Font: [314].....	266
Figura 168. Predisseny de broquets convergents en un punt per a impressió 3D. Font: [315].	267
Figura 169. a) Una etapa dels conductes d'un broquet que divideix i entrecrua quatre fluxos de materials diferents b) Subdivisió d'un dels filaments en quatre canals Font: [318].....	270
Figura 170. Esquema del concepte de subdivisió i encreuament de filament, junt amb dues possibles formes de dur a terme l'encreuament d'aquests. Font: pròpia.....	270
Figura 171. Predisseny de capçal amb barreja activa de filaments per a impressió 3D. Font: [319].....	272
Figura 172. Injecció de silicona d'activació del curat per UV en motlles transparents. Font: [321].....	279
Figura 173. a) Closca-motlle en PLA vermell, feta en una impressora 3D de sobretaula de codi obert. b) Cervell en silicona amb dues dureses. Font: [321].	282
Figura 174. Predisseny de capçal revòlver per a impressió 3D. Font: [322] i pròpia.	287
Figura 175. Un dels capçals que formaria part del conjunt revòlver. Quan es posiciona per treballar, l'engranatge que es mostra ha d'acoblar-se al pinyó motriu del mecanisme extrusor. Font: [322].....	288
Figura 176. Disseny de capçal revòlver per a impressió 3D. Font: [314] i pròpia.....	289
Figura 177. Detall de la inclinació del sistema revòlver per facilitar el treball del broquet actiu sense interferències dels altres. Font: [314].	290
Figura 178. Detall de les dues anelles de guia dels filaments. Font: [314] i pròpia.....	290
Figura 179. Subconjunt plat revòlver i detall de la seva morfologia. Font: [314] i pròpia.	292
Figura 180. Subconjunt broquet i detall de la seva morfologia. Font: [314] i pròpia.	293
Figura 181. Subconjunt motor extrusor i detall de la seva morfologia. Font: [314] i pròpia. ...	294
Figura 182. Vista isomètrica inferior del concepte inicial del sistema multicapçal. Els blocs calents precisen d'un procés d'optimització del disseny que elimini les col·lisions que s'aprecien. Font: [315] i pròpia.	298
Figura 183. Vistes isomètriques superior i inferior del conjunt de blocs calents i broquets havent optimitzat les disposicions dels elements. Font: [315].....	299

Figura 184. Vistes isomètriques del bloc calent i el broquet, i muntatge real d'ambdós components. Font: [315].	299
Figura 185. Vistes virtuals CAD i reals (prototips SLS) del sistema de broquets individuals convergents en un punt. Font: [315].	300
Figura 186. Croquis d'una de les capes (la segona) que formaran el capçal amb 16 subdivisions de filaments que s'entrecreuen. Font: [318].	301
Figura 187. Disseny de capçal subdivisor i encreuador de filaments basat en nivells superposats. Font: [318].	302
Figura 188. Dissenys del conjunt complet, amb sortida única final amb juxtaposició dels filaments. a) Solució inicial. b) Solució amb compactació en direcció vertical. Font: [318].	302
Figura 189. Simulació del flux de plàstic fos dins d'un canal. Font: [318].	303
Figura 190. a) Simulació CAE del comportament tèrmic amb recepció directe dels filaments a <i>hotblock</i> dissenyat a mida. b) Alternativa amb peça intermèdia per portar els filaments cap a un <i>hotblock</i> estàndar. Font: [325].	305
Figura 191. La compactació dels canals d'entrada de filament té com a límit la col·lisió entre els dissipadors (<i>heatsink</i>) de calor. Font: [326].	306
Figura 192. D'esquerra a dreta, angles decreixents respecte a l'eix vertical augmenten la longitud necessària dels conductes d'entrada del filament al capçal tot i que faciliten la circulació del filament. Font: [326].	306
Figura 193. a) Predisseny d'un capçal de tres filaments amb entrada a 35° respecte a l'eix vertical per a dos d'ells. b) El mateix predisseny, però mostrant el tercer capçal amb entrada a 45°. Font: [326].	306
Figura 194. Distribució qualitativa de temperatures en el bloc d'alumini que constitueix el capçal, en un escenari d'activació permanent de la resistència i una convecció natural de l'aire. Font: [326].	307
Figura 195. Simulació de règim de treball mitjançant CAE en el programari SolidWorks®. Després de 4 minuts de règim transitori d'escalfament, s'inicien cicles regular de connexió-desconnexió de 95 s. Font: [326].	308
Figura 196. Simulació tèrmica del capçal amb 3 aportacions de filaments en el moment previ a la desconnexió de la resistència. El termistor en aquest instant té una lectura de 220°C. Font: [326].	309
Figura 197. Evolució de les temperatures als conductes interiors d'entrada de filaments del capçal. La zona temporal estudiada és la de règim, un cop passat el període d'escalfament i algun cicle inicial. Font: [326].	309
Figura 198. Procés típic utilitzat al CIM UPC de fabricació per colada d'un component en poliuretà elastomèric en motlle de silicona. Font [327] i pròpia.	312
Figura 199. Proves de deposició de dues capes de poliuretà a 70°C. La segona capa ha estat dipositada en intervals de temps diferent, considerant t=0 el moment de deposició de la primera capa. Font [327].	313
Figura 200. Alçada de capa respecte al temps, per 50, 60 i 70 °C. Font [327].	314
Figura 201. Proves de deposició de silicona EcoFlex OO-30®, amb un temps previ de barreja de components de 3 minuts. Font: [321].	316
Figura 202. Temps d'obstrucció de la xeringa en funció del temps previ de barreja dels components que formen la silicona. Font: [321].	317
Figura 203. Temps d'estabilitat de la silicona dipositada en els requadres en funció del temps previ de barreja dels components que formen la silicona. Font: [321].	318
Figura 204. a) Impressió 3D de silicona EcoFlex OO-30® amb xeringa. b) La deposició de la segona capa sense una suficient consolidació de l'anterior implica la no formació de l'estructura 3D prevista. Font: [328].	320
Figura 205. a) Soldat mitjançant làser UV i resina epoxi de dues peces conformant un prototip d'estereolitografia. b) Equip de generació de llum làser UV utilitzat. Font: pròpia, [327].	322
Figura 206. a) Mostra de silicona curable UV facilitada per Threebond®. b) Gotes de silicona sotmeses a llum UV durant diferents temps. Font: [328].	323
Figura 207. Apilats fet manualment mitjançant xeringa de quatre gotes de silicona curable per llum UV. Font: [328].	323

Figura 208. a) Imatges 3D del fetge. b) Artèria hepàtica. c) Vena porta i derivacions. d) Tumors 1 i 2. Font: [334].	325
Figura 209. Renderitzat del prototip de fetge amb metàstasis mitjançant el programari Keyshot® amb treball previ de CAD fet amb el programari Meshmixer d'Autodesk®. Font: [334].	326
Figura 210. Detall del capçal revòlver, amb el posicionat d'un subconjunt broquet en la posició d'impressió. Font: [314].	334
Figura 211. Tensions de Von Mises de la peça en plàstic ABS que, muntada al subconjunt broquet, rep la força d'enllaç del pestell servocontrolat del subconjunt motor extrusor. Font: [314].	335
Figura 212. Mallat d'elements finits de la peça suport del pestell servoaccionat, amb les condicions de contorn per al càlcul. Font: [314].	335
Figura 213. Estudi de la deformació del conjunt broquet extrusor. Font: [314].	336
Figura 214. a) Escenari per al càlcul del dimensionat dels motors pas a pas del sistema revòlver. b) Materialització parcial del concepte. Font: [314].	336
Figura 215. a) Detall del capçal revòlver en un muntatge parcial en una impressora BCN3D+ adaptada a l'efecte de la recerca. b) Detall de la zona d'enllaç de les guies d'eix X. Font: [314].	337
Figura 216. Prova bàsica d'extrudit amb sortida de fil directe, validant el funcionament de l'enllaç d'engranament entre subconjunt motor extrusor i subconjunt broquet. Font: [314].	337
Figura 217. Figura de Moai per a prova d'impressió 3D monomaterial (vista frontal, perfil i imatge CAD del fitxer original en format STL). Font: [314].	338
Figura 218. a) Prova d'impressió d'entrada i sortida de la posició de treball d'un subconjunt broquet. b) imatge CAD del fitxer original en format STL. Font: [314].	338
Figura 219. Prova d'impressió multimaterial. Font: [314].	339
Figura 220. Validació d'un capçal amb un sol extrusor en impressora 3D. a) Detall del broquet inclinat. b) Detall de l'adaptació del sistema d'alimentació del filament. Font: [315].	340
Figura 221. Modificacions per permetre el muntatge dels 4 extrusors: a) Reubicació de la platina a sota les guies. b) Nova peça per fixar els quatre tubs de tefló. Font: [315].	341
Figura 222. Peces de centratge dels capçals: a) Prototip en tecnologia SLS. b) Solució aplicada. Font: [315].	342
Figura 223. a) Muntatge del conjunt de quatre capçals independents. b) Ventilador de capa adaptat al projecte. Font: [315].	342
Figura 224. a) Deposició de filament en el sentit del broquet: aquest "pentina" la capa dipositada. b) Deposició en sentit oposat, que no afecta a la capa dipositada. Font: [315].	343
Figura 225. a) Vista general del sistema d'alimentació de filament de la impressora de quatre capçals. b) Els quatre capçals extrudint de forma simultània. Font: [315].	344
Figura 226. Proves realitzades amb la impressora de 4 broquets independents convergents en un punt. Font: [315].	345
Figura 227. a) Vista CAD isomètrica del concepte complet de capçal amb tres filaments. b) Impressora BCN3D Sigma amb un capçal normal (dreta) i el capçal de tres filaments (esquerra). Font: [326].	346
Figura 228. a) Capçal amb aportació possible de tres filaments sense barreja activa ja materialitzat. b) Instal·lació d'aquest en una impressora 3D. Font: [326].	347
Figura 229. Connexions del dispositiu de control bàsic per efectuar proves d'extrusió del capçal de barreja passiva de tres filaments. Font: [326].	348
Figura 230. a) Imatge virtual CAD de capçal FFF: el sistema extrusor és a la part superior. b) Detall del "hobbed bolt". Font: pròpia.	350
Figura 231. Canvi de color de blau a blanc. Font: [326].	353
Figura 232. Secció de capçal on s'aprecien dues de les tres entrades de material. Font: [326].	354
Figura 233. a) Canvis de color a partir de l'aportació seqüencial de tres materials, blanc-blau-groc-blau. b) Detall de la transició de groc a blau. Font: [326].	354
Figura 234. Mostra de barreja de dos materials (filaments PLA blau i blanc). Font: [326].	355
Figura 235. Colors primaris del model CMYK i filaments disponibles assimilats al model per a la realització de proves de barreja de materials. Font: [319].	357

Figura 236. Resultats de l'experimentació prèvia sobre una aproximació al model CMY per a filaments per impressió 3D. Font: [319].	357
Figura 237. a) Model CMY. b) Model experimental: filaments usats i resultats de la combinació d'aquests obtinguts. Font: [319].	358
Figura 238. a) Secció vertical del nucli del capçal. b) Secció, seguint l'altre pla vertical a 90° de l'anterior secció, del muntatge complet del capçal. c) Detall de la zona d'entrada de l'eix mesclador al capçal, Font: [319].	359
Figura 239. a) Vista inferior de l'eix mesclador encaixat en el conducte de sortida del filament barrejat. b) Imatge explosionada del conjunt de capçal barrejador (rotada 90° respecte a la seva posició). Font: [319].	360
Figura 240. Secció del capçal barrejador. Font: [319].	360
Figura 241. a) Capçal. b) Vista CAD frontal del capçal muntat a la impressora 3D. Font: [319].	361
Figura 242. Materialització del prototip experimental d'impressora 3D amb capçal barrejador. Font: [319] i pròpia.	361
Figura 243. Dimensions de la cavitat que es genera entre tija i cambra, que determina el volum de barreja. Font: [319].	363
Figura 244. Condicions de contorn de les superfícies que envolten el flux de filament que es barreja. Font: [319].	363
Figura 245. Velocitats del fluid en una de les quatre cavitats definides per la tija i la cambra de barreja. Font: [319].	365
Figura 246. Esquema simplificat de la secció transversal de la cambra de barreja a efectes de càlcul simplificat de Re. Font: [319].	366
Figura 247. a) Mallat del volum de simulació de barreja del flux. b) Detall de la zona superior, on s'aprecia el mallat més dens per a la superfície d'entrada del flux. c) Alguns dels paràmetres de mallat. Font: [319].	366
Figura 248. Camp de vectors de velocitat dels nodes a la zona de sortida del flux de filament. Font: [319].	367
Figura 249. a) Electrònica en placa protoboard per al control manual individual d'un dels accionaments del capçal barrejador de filaments. b) dibuix esquemàtic corresponent al prototip. Font: [319] i pròpia.	367
Figura 250. Placa PCB fotosensible de doble cara, on s'insereixen tots els components. Font: [319].	368
Figura 251. Placa electrònica per al control individual de cadascun dels 5 accionaments. Font: [319].	369
Figura 252. a) Prototip d'impressora 3D amb capçal barrejador realitzant les primeres proves de funcionament. b) extrusió de filament groc. Font: [319].	370
Figura 253. a) Impressora 3D amb dues de les entrades de material activades al capçal barrejador. b) mescla de deposició de filament verd clar, barreja de groc i blau cel (cian). Font: [319].	370
Figura 254. a) Impressió 3D de barreges de groc i blau cel. b) Mostra amb tonalitats intermèdies entre groc i blau cel. Font: [319].	371
Figura 255. Segment de filament extret de dins del dissipador d'aletes d'alumini. Font: [334].	372
Figura 256. Temperatura del filament al llarg del seu camí cap a l'extrusor (ideal i experimental). Font: [334].	373
Figura 257. Tija de l'accionament de barreja amb perfil helicoidal. Font: pròpia.	374
Figura 258. a) Descomposició de la peça "Draudi" en els dos materials que el formaran, un per al cos i l'altre per les escates. b) Superposició dels dos fitxers STL que formen la peça. Font: CIM UPC.	376
Figura 259. a) Detall de la bomba peristàltica utilitzada. b) Muntatge en impressora 3D basat en aquestes bombes. Font: [327].	379
Figura 260. Esquema del procés de fabricació additiva amb poliuretà. Font: pròpia.	380

Figura 261. Elements del sistema tèrmic del prototip experimental. a) Bloc dissipador amb resistències de 2,2 Ω . b) Dos ventiladors a la base per circular l'aire cap a les resistències. Font: [327].	381
Figura 262. a) Vista CAD d'un quadrant del capçal. b) Prototips de validació de concepte impresos en 3D en tecnologia SLS. c) Dos quadrants premuntats del capçal. Font: [327].	383
Figura 263. a) Eix barrejador. b) Secció en planta de la zona de tija quadrada mostrant el seu encaix en el conducte de sortida de capçal. c) Detall de la secció longitudinal del conjunt capçal. Font: [327].	383
Figura 264. a) Placa d'enllaç al carro de l'eix X amb les modificacions necessàries. b) Xapa plegada per a fixar el capçal a la placa. Font: [327].	384
Figura 265. Vista CAD de la secció longitudinal del conjunt capçal. Font: [327].	384
Figura 266. Dues vistes del capçal d'impressió 3D per a poliuretà, amb barreja activa dels líquids, desenvolupat per a la present línia de recerca. Font: [327].	384
Figura 267. Esquema de la placa complementària del sistema d'impressió 3D per a poliuretà. Font: [327].	385
Figura 268. Zona superior de la impressora 3D utilitzada a la present línia, amb tota l'electrònica complementària per dur a terme la gestió de les bombes peristàltiques i el control tèrmic. Font: [327].	386
Figura 269. Primeres proves de validació de l'equipament. Verificació de fuites mitjançant circulació d'aigua. Font: [327].	386
Figura 270. Proves de deposició de poliuretà amb la impressora 3D. Formació d'una línia, amb irregularitats degudes a descompensacions per fuites. Font: [327].	387
Figura 271. a) Capçal obert després d'una tanda de proves. b) La impressora 3D utilitzada per fer les proves amb poliuretà. Font: [327].	388
Figura 272. Esquema del suport làser a acoblar al kit <i>Paste Extruder</i> . Font: [328] i pròpia. ...	389
Figura 273. Imatges CAD i suport del làser ja fabricat en 3D i muntat. Font: [328].	390
Figura 274. Proves inicials d'impressió 3D, en aquest cas usant resina epoxi fotopolimeritzable. Font: [328].	390
Figura 275. Proves finals d'impressió 3D amb silicona UV. a) Acumulat de gotes sense vessament. b) Cub de 20x20x20 mm fet a mà. Font: [328].	391
Figura 276. Diagrama del mètode d'obtenció d'òrgans tous amb vasos i tumors interns. Font: [334].	393
Figura 277. a) Unió mitjançant bigues del nòdul tumoral a la vena porta. b) Sistema de vasos i nòduls agrupats en una sola peça, posicionada respecte al fetge. Font: [334].	394
Figura 278. a) Imatge CAD del prototip d'assaig quirúrgic en el programa <i>Cura</i> per a impressió 3D. b) Paràmetres a introduir al programa <i>Cura</i> , com la mida dels capçals i materials als dos extrusors. Font: [334].	395
Figura 279. Impressió 3D del prototip del fetge. Font: [334].	395
Figura 280. a) Prototip amb el PVA a dins, gràcies al qual s'han materialitzat les complexes estructures internes. b) Immersió en aigua. c) Visualització parcial de l'interior, ja sense PVA. Font: [334].	396
Figura 281. a) Emplenat de la carcassa-motlle amb silicona. b) Carcassa-motlle ja emplenada. Font: [334].	396
Figura 282. a) Polit de les superfícies de la vena porta i l'artèria hepàtica, que en part sobresurten fora del fetge. b) La carcassa ja reduïda a trossos, i les eines utilitzades. Font: [334].	397
Figura 283. Prototip del fetge a punt de ser utilitzat per a l'assaig quirúrgic. Font: [334].	397
Figura 284. Els dos nòduls cancerosos a l'interior del prototip del fetge. Font: [334].	398
Figura 285. Microbombolles ensilicona sòlida, fent translúcid al òrgan. Font: [334].	399
Figura 286. Segon prototip del fetge, més transparent, visualitzant-se vasos i nòduls interiors. Font: pròpia.	400
Figura 287. Nodes tumorals emetent llum en un prototip transparent i tou de fetge. Font: [344].	402
Figura 288. Esquematització de l'assignació dels graus de llibertat a la impressora BCN3D Sigma. Font: pròpia.	412

Figura 289. Fotomuntatge d'una impressora BCN3D Sigmax amb 4 capçals a la guia de moviment de l'eix X. Font: pròpia.	413
Figura 290. Imatge virtual d'una Sigma amb l'eix X duplicat per poder disposar 4 capçals independents. Font: pròpia.	414
Figura 291. Esquematzació d'un sistema de 9 capçals independents. Font: pròpia.	415
Figura 292. A l'esquerra, cor humà en tecnologia SLS. A la dreta, en FFF- IDEX. Font: pròpia.	416
Figura 293. Magatzem automàtic d'eines per a CNC. Font:[352].	417
Figura 294. CNC de sobretaula amb magatzem estacionari d'eines. Font: [346].	418
Figura 295. Canvi d'eina en una impressora 3D de codi obert de tecnologia FFF. a) Capçal sense broquet. b) L'eina encaixa en el capçal. c) Posició de treball. Font: [347].	418
Figura 296. Sistema manual de canvi de capçal FFF mitjançant imants. Font: [341].	419
Figura 297. Capçal suplementari en impressora 3D. a) Segon capçal adherit al primer capçal; b) Suplement amb imants per a mantenir-lo a la zona de repòs; c) Segon capçal a la zona de repòs. Font: [349].	419
Figura 298. Esquema d'impressora 3D amb canvi de capçals. Font: pròpia.	420
Figura 299. a) Impressora conceptual de E3D que desenvolupa un sistema de canvi d'eina. b) Prototip en 4 filaments. Font: [350] i compte Twitter de René Jurack (@RenéJurack).	421
Figura 300. a) Prototip base d'impressora 3D IDEX que s'utilitza a la present recerca per disposar-hi 4 capçals independents. b) Imatge CAD de l'equip, sobre el qual s'ha estudiat el sistema IQuEX. Font: pròpia.	423
Figura 301. Estructura de la impressora experimental IDEX a transformar en un sistema IQuEX. Font: pròpia.	424
Figura 302. Detalls sobre la mobilització d'eixos i capçals. Font: pròpia.	425
Figura 303. a) Vista frontal del carro de la barra X per ancorar-la a la corresponent barra Y. b) Imatge CAD de la barra X duplicada amb els dos carros a cada extrem. Font: [351].	426
Figura 304. a) Redisseny del carro portacapçals de filament. b) Imatge CAD del conjunt capçal X: 1-Conjunt <i>hotend</i> , 2-Suport <i>hotend</i> , 3-Carro portacapçals, 4-Motor extrusor, 5-Placa enllaç. Font: [351].	427
Figura 305. Bioimpressora 3D de codi obert basada en una xeringa motoritzada. Font: [352].	428
Figura 306. a) Disseny del sistema d'accionament de xeringa inicial. b) Disseny final materialitzat. Font: [353].	428
Figura 307. a) Vista CAD de la barra X que integra el capçal portaxeringa i un capçal d'extrusió de filament. b) Vista lateral. Font: [353].	429
Figura 308. a) <i>Leds</i> utilitzats per al curat de la silicona UV. b) placa per muntar el sistema d'il·luminació UV. Font: [353].	430
Figura 309. a) Duet Wifi®, amb 5 controladors. b) Extensió Duex5®, amb 5 controladors més. Junt amb la Duet Wifi®, s'obtenen els 10 controladors necessaris. Font: [351].	431
Figura 310. Connexió dels 4 motors que permeten el treball en direcció Z de la impressora 3D, tots controlats pel mateix <i>driver</i> . Font: [351].	431
Figura 311. Esquema en planta dels capçals (E1 a E4) on s'han referenciat algunes de les distàncies entre elements. Font: [351] i pròpia.	432
Figura 312. a) Prototip d'impressora 3D sota concepte IQuEX. b) Control basat en plaques electròniques Duet Wifi® i Duex5®. Font: [351].	433
Figura 313. a) Peces que formen el capçal de deposició de líquid. b) Capçal ja muntat a la impressora 3D IQuEX. Font: [353].	434
Figura 314. a) Els LEDs i el seu circuit ja muntats al suport. b) Prova de funcionament dels LEDs. Font: [353].	434
Figura 315. a) La xeringa i el tub protegits de la llum. b) Prova de deposició. Font: [353].	435
Figura 316. a) Imatge CAD del suport de <i>leds</i> i de la solució de connexió al capçal. b) Prototip de la solució. Font: [353].	436
Figura 317. a) Detall d'un exemple de prova efectuada. b) Proves amb bomba de cavitats progressives. Font: [353] i pròpia.	437
Figura 318. a) Equip experimental amb quatre extrusors independents de filament. b) Peces obtingudes en primeres proves. Font: pròpia.	437

Índex de taules

Taula 1. Velocitat del so en diferents teixits del cos humà. Font: [79],[80].....	46
Taula 2. Densitats de teixits tous. Font: [79].....	58
Taula 3. Densitats de teixits vius de densitat moderada. Font: [79].....	58
Taula 4. Resum de densitats mitjanes de teixits vius a considerar a efectes de mimetització. Font: pròpia.....	58
Taula 5. Valors d'assaig DMA de mostres de teixits animals. Font: Projecte QuirofAM (en curs).	67
Taula 6. Valors de mòdul de compressibilitat K calculats en base a la densitat i a la velocitat del so en travessar-los.	77
Taula 7. Valors de mòdul elàstic transversal G obtingudes per RME.....	78
Taula 8. Valors de mòdul de cisallament G i velocitat d'ona transversal calculada a partir de G i trobada a la bibliografia per a diversos teixits tous representatius.....	79
Taula 9. Valors de coeficient de Poisson per a teixits tous calculats a partir de les velocitats longitudinals i transversals del so.....	79
Taula 10. Valors de mòdul de Young representatius de teixits tous a partir de valors de G, c_s i c_L trobats.....	80
Taula 11. Valors de K, G i E per a teixits tous.	81
Taula 12. Valors de E o G per a teixits tous sans i tumorals, i relació entre ells.	82
Taula 13. Relació orientativa entre diverses escales de duresa. Font: pròpia.	88
Taula 14. Valors de duresa de teixits tous obtinguda per mesura superficial externa. Font: [141 a 144]	91
Taula 15. Equivalència entre dureses de materials i mòdul de Young de teixits tous. Font: pròpia.	96
Taula 16. Valors de rigidesa, duresa i densitat d'una selecció de 11 teixits representatius del cos humà.	97
Taula 17. Filaments plàstics rígids per a impressió 3D d'interès per a esterilització. Característiques tèrmiques i capacitat de suportar processos d'esterilització. Font: [51], fabricants, HSJD, pròpia.....	103
Taula 18. Mostra de filaments flexibles i característiques d'aquests.	150
Taula 19. Mostra de silicones i característiques d'aquestes, ordenades de menys a més duresa. Font: dades dels fabricants.	165
Taula 20. Mostra de poliuretans i característiques d'aquests, per ordre creixent de dureses. Font: dades dels fabricants.	167
Taula 21. Ordenació dels conceptes segons el seu grau d'interès des del punt de vista de la multimaterialitat i de la novetat respecte l'estat de l'art. Font: pròpia.	284
Taula 22. Valoració dels conceptes estudiats en base al seu interès, dificultat tecnològica i incertesa sobre l'assoliment dels objectius. Font: pròpia.	331
Taula 23. Valors d'aplicació per a la generació d'un programa d'impressió 3D de peces per a capçal de 4 broquets independents convergents en un punt. Font: [315].	344
Taula 24. Propietats físiques del PLA. Font: [339].	362
Taula 25. Valors de potència i intensitat de les fonts de calor per a la cambra calenta de la impressora 3D per a poliuretà. Font: [327].....	382

Glossari

DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*)

És el format en el qual es compilen les imatges mèdiques digitals que es registren amb els aparells (Tomografia Computeritzada, Resonància Magnètica...) usades per al diagnòstic. El format DICOM va ser desenvolupat al 1985 per la NEMA (*National Electrical Manufacturers Association*, USA) a fi d'estandarditzar la comunicació entre equipaments mèdics de diferents fabricants. El fitxer informàtic que el constitueix té una primera part que conté la imatge i una segona amb dades del pacient i característiques de la imatge com ara el seu tipus, mida, o àrea que representa, entre d'altres. Com es pot suposar, un aspecte clau és evitar confusió de dades entre pacients. També inclou un protocol TCP/IP per facilitar la comunicació entre equips (com típicament és la connexió entre un escàner i un ordinador amb programari de visualització). Mitjançant aquest format es generen conjunts d'imatges vinculades entre elles en formar part d'un mateix procés d'escanejat. Això és molt rellevant, doncs s'agrupa en un fitxer d'alta compacitat les imatges de les seccions provinents dels talls que es generats segons els tres plans principals: transversals (plans normals a l'eix Z representat per la columna vertebral), frontal o coronal (plans paral·lels a la persona mirada de cara) i sagital (plans paral·lels al pla de simetria del cos). La quantitat d'imatges agrupades dependrà de l'operativa d'extracció d'aquestes. Aquestes agrupacions són la base per modelar fitxers 3D de geometria del cos: ossos, òrgans,... Per als casos clínics descrits a la present tesi, ha estat habitual disposar de seccions cada 1,5 mm.

DIY, Do-It-Yourself

Acrònim i neologisme de l'anglès traduïble per “fes-t'ho tu mateix”, i que defineix al moviment que defensa l'autofabricació d'objectes, ja sigui com a afició o com a filosofia vital. Els “practicants” del DIY són coneguts com a *makers* o “fabricaires”. Amb una importància creixent tant econòmica com social, inicialment s'associava a treballs manuals de caire artesanal, des de fer-se un jersei amb ganxet a treballs de fusteria, jardineria, construcció, pintura, etc. Però la irrupció de la fabricació digital ha incorporat a aquest moviment tecnologies punteres basades en la materialització de dissenys fets amb ordinador, ja siguin bidimensionals (tall làser de fusta, tall de vinils, tricotoses digitals) com tridimensionals, mitjançant les impressores 3D de sobretaula, les quals són també objecte d'autofabricació. A la present tesi se'n fa referència, per exemple, en el marc de la ràpida evolució de la tecnologia d'impressió 3D basada en la Fabricació per Filament Fos (FFF), quines impressores 3D són les eines de treball de molts fabricaires que practiquen el DIY.

G-code

Es tracta d'un llenguatge d'ús molt comú per codificar instruccions que controlen l'acció de les impressores 3D de sobretaula de tecnologia FFF, i és una variant del llenguatge ISO de controls numèrics de centres de mecanitzat. Justament el seu nom

deriva del fet que la majoria d'instruccions, encapçalades per la lletra G, són referides al moviment d'avanç punt a punt del capçal. A partir del fitxer d'una peça en 3D, normalment en format STL (veure definició més endavant), genera les instruccions per a que la impressora 3D executi la seva fabricació per capes a partir dels moviments del capçal, que anirà dipositant filament fos. Aquestes instruccions configuren el fitxer que per defecte s'anomena "fitxer *G-code*".

Heatbreak

Paraula anglesa per la qual es coneix, a les impressores 3D de sobretaula de tecnologia FFF, la peça que aïlla tèrmicament el bloc calent (on es fon el filament per a sortir pel broquet) de la zona superior on el plàstic és sòlid i sobre el qual el motor extrusor exerceix la pressió adequada per progressar. Feta d'un material de baixa conductivitat tèrmica respecte el bloc calent, la seva funció és clau: sense ella, la calor aniria aigües amunt i el filament s'estovaria i no avançaria cap al bloc calent.

Heatsink

Paraula anglesa per la qual es coneix, a les impressores 3D de sobretaula de tecnologia FFF, la peça que, generalment en alumini, dissipa la calor provinent de la zona de fusió del filament, complementant la tasca del *heatbreak* i situada per damunt d'aquest, evitant que el filament s'estovi per damunt del bloc calent i quedi impedit el seu avanç. Normalment està constituït per una zona tubular que guia el filament i aletes per a realitzar la funció de dissipació, que pot veure's complementada amb ventilació forçada. Al text es trobarà també citada com a dissipador de calor o radiador.

Infill

Paraula anglesa per la qual es coneix, a les impressores 3D de sobretaula de tecnologia FFF, l'emplenament d'una peça impresa en 3D. Els programaris de gestió de la impressió 3D permeten, a través del paràmetre *infill*, que la peça tingui un determinat grau d'emplenament. Definit com un percentatge que relaciona el volum de plàstic d'emplenat amb el volum total interior, els extrems de variació són des de totalment buida com una closca (0%), a totalment massissa (100%). Segons el programari utilitzat, l'usuari escollirà l'estratègia d'emplenat que li convingui, tant pel que fa al percentatge (que inclús es pot variar al llarg de la peça), com al "dibuix" del material de farciment que el capçal anirà dipositant: quadrat, triangular...

Neuroblastoma

El neuroblastoma d'alt risc és el tumor pediàtric sòlid de localització extracranial més freqüent, podent-se localitzar a qualsevol lloc del sistema nerviós simpàtic, tot i que la majoria es localitzen a l'abdomen. Afecta mortalment a 5 de cada 100.000 infants. Per al seu diagnòstic, calen entre d'altres imatges de Tomografia Computeritzada (TAC) o Resonància Magnètica (RM). Per al seu tractament, és rellevant, entre d'altres, l'edat de l'infant, l'estadi de l'extensió i la possibilitat de cirurgia en un estadi primari. Aconseguir l'extirpació completa de la massa és l'objectiu, però poden haver factors de

risc (les imatges TAC o RM ho revelaran) que arribin a fer inviable la intervenció. Una bona planificació quirúrgica pot ser clau en la minimització d'aquests.

Oozing

Paraula anglesa que descriu l'acció de degoteig no desitjat. Es tracta d'un concepte relacionat amb la qualitat en el procés d'impressió 3D en impressores de tecnologia FFF de més d'un extrusor en el mateix capçal. L'*oozing* és un defecte que es produeix a la peça degut a que es diposita accidentalment material plàstic d'un broquet en zones de la peça que corresponen a l'altre broquet, o es produeixen buits de material en alguna zona en voler evitar aquest vessament creuat tot augmentant la velocitat de moviment del capçal. L'*oozing* fa que les peces fetes amb diversos filaments – normalment dos – tinguin una aparença bruta.

Pot life

Paraula anglesa que al document es trobarà expressat la majoria de vegades com a “temps útil d'aplicació”, un paràmetre que té unitats de temps (generalment minuts o hores) i que dóna idea del temps que es poden manipular (estendre amb pinzell, emmotllar...) productes líquids que catalitzen, com silicones o poliuretans. Es correspon amb el temps que passa des que s'aplica el material (inici de barreja de components, o d'inici de reacció a temperatura ambient) fins que la seva viscositat augmenta de tal manera que ja no es practicable operar amb ell i pot considerar-se solidificat. Per diversos mitjans (activadors UV, temperatura, humitat elevada...) es pot arribar a reduir considerablement aquest temps. No s'ha de confondre amb el temps de curat, que se sol perllongar durant hores un cop transcorregut el temps de *pot life*: la reacció de catalització continuarà però, a la pràctica, el grau de consistència del producte ja no variarà gaire. Els fabricants d'aquests materials defineixen el temps útil d'aplicació al temps que passa des de que s'inicia la reacció de catalització fins que el producte multiplica per dos la seva viscositat, o per quatre en el cas de productes de molt baixa viscositat (<1000 mPa·s...), entenent que aquesta viscositat assolida farà impracticable continuar, per exemple, estenent una pintura en una superfície.

Retract

Paraula anglesa per la qual es coneix, a les impressores 3D de sobretaula de tecnologia FFF, a l'acció de fer retrocedir el filament del capçal, amb utilitat diversa: desfer embussos, facilitar el canvi de bobina, o evitar l'embrutiment per degoteig (*oozing*, detallat més amunt) en un canvi de treball de filament en impressores amb més d'un capçal, millorant la qualitat de la impressió. En programes de control de les impressores 3D, el *retract* o retracció pot ser trobat com un paràmetre ajustable en forma de passos del motor extrusor (en sentit contrari a l'avanç) que per exemple s'aplica de forma preventiva cada vegada que es retira un capçal de la zona de treball.

STL (Standard Triangle Language)

Format per a descriure la geometria d'una peça que ha de ser processada per a ser impresa en 3D. Va ser creat al 1987 pel mateix inventor de la impressió 3D, Charles

Hull, a fi de materialitzar els seus models d'estereolitografia (veure 2.1.1). Una peça descrita en format STL és una aproximació geomètrica basada en la poliedrització per triangles de la superfície del model CAD, que tant pot venir per dibuix directe de l'operador com d'un DICOM o del núvol de punts d'una peça escanejada. Sempre representa a un sòlid tancat: el fitxer STL és la base per a que un sistema CAM (*Computer Aided Manufacturing*) el talli en seccions (cadascuna serà un polígon tancat) on no hi ha dubtes sobre on posar material per construir cada capa i així obtenir additivament la peça. Han aparegut més formats per superar els inconvenients del STL (no pot emmagatzemar la definició de color de la peça o de mapejat de la seva superfície), i per donar sortida a les potencialitats de nous sistemes d'impressió 3D. El format AMF (*Additive Manufacturing File Format*) és des del 2013 el reconegut per la norma ISO/ANSI. D'altra banda, el format 3MF (*3D Manufacturing Format*) és el que han generat els principals actors industrials de la impressió 3D. Malgrat això, el STL és encara el format més conegut i aplicat, i el canvi radical ha de venir amb la seva substitució pels models expressats en vòxels (veure definició més endavant).

Tub Bowden

L'origen del terme està associat als cables flexibles mecànics de tipus *Bowden*, com els frens de bicicleta. En el món de la impressió 3D de tecnologia FFF, es tracta d'un tub de tefló que s'utilitza per a guiar el filament des del mecanisme que l'impulsa, fixat a l'estructura de la impressora 3D, fins al capçal mòbil. Hi ha impressores 3D que prescindeixen de tub *Bowden*, tot muntant directament el motor extrusor al capçal mòbil. Però disposar de tub *Bowden* permet alleugerir el pes i el volum del capçal, augmentant la qualitat i reduint el temps d'impressió. Aquests tubs tenen una longitud de desenes de centímetres, i per bé que el tefló minimitza la fricció entre el filament i la paret interna del tub, es perd part de la força donada pel motor d'extrusió, arribant a l'extrem que el filament pot quedar bloquejat en aquest itinerari cap al capçal. Com menys duresa tingui el filament, més fàcil serà que es produeixi aquest bloqueig, de forma que l'ús de filaments de baixa duresa en impressores amb aquest sistema ha de ser fet amb prevenció.

Vòxel

Terme derivat de la fusió de les paraules volum i píxel. Si en una imatge digital el píxel és la mínima unitat codificada, el vòxel ho és d'un disseny 3D. S'utilitzen, per exemple, en aplicacions de realitat virtual, representant al volum de l'objecte en unes coordenades espacials determinades junt amb les seves característiques. Alguns equips d'impressió 3D comencen ja a considerar el vòxel com a element de referència per donar definició de color a nivell, per exemple, de vòxels de 25 micres. La consideració de treballar amb vòxels en impressió 3D pren rellevància de cara a passar de sistemes d'impressió 3D monomaterials (que en tenen prou amb el format STL, que defineix les peces com un volum homogeni) a multimaterials (on la utilització de fitxers CAD en format de vòxel permetrà assignar característiques diferenciades dins una mateixa peça).

Warping

Paraula anglesa que es pot traduir com guerxament. Es tracta d'un concepte relacionat amb la qualitat en la impressió de peces en tecnologia FFF. Consisteix en el desenganxament de les peces de la plataforma, guerxant-se cap amunt pels extrems. El motiu és de caràcter tèrmic: la deposició de termoplàstic fos a uns 220° es troba amb una plataforma a molta menys temperatura, i les zones centrals tiben als extrems: la dilatació diferencial acaba donant aquest aixecament dels extrems. Es pot evitar mitjançant resistències que temperin la plataforma així com tenint tancada la impressora 3D, minimitzant la diferència tèrmica que trobarà el filament extrudit.

Tesi Doctoral

CONTRIBUCIÓ A L'ESTUDI DE LA IMPRESSIÓ 3D PER A LA FABRICACIÓ DE MODELS PER FACILITAR L'ASSAIG D'OPERACIONS QUIRÚRGIQUES DE TUMORS.

BLOC 0. Introducció

Felip Fenollosa i Artés

1 Introducció

1.1 La impressió 3D, una revolució en fabricació

Les tecnologies d'impressió 3D són anomenades en l'entorn tècnic com a tecnologies de "fabricació additiva". La Fabricació Additiva (FA) es defineix segons la norma ISO/ASTM 52900:2015 [1] com:

“Processos d'unió de materials per fer objectes a partir de dades de model 3D, usualment capa sobre capa, al contrari que les metodologies de fabricació substractiva.”

Aquestes tecnologies es van desenvolupar ràpidament a partir de 1987 quan es va comercialitzar la primera màquina d'estereolitografia [2], tot i que ja havien estat conceptualitzades anys abans per Hideo Kodama [3]. Com detalla la normativa, es caracteritzen perquè construeixen les peces afegint material capa a capa. A partir d'un model de la peça, dibuixat emprant un programa de disseny assistit per ordinador (CAD), es pot obtenir, emprant un algorisme relativament senzill, les zones de cada capa que han de contenir material i les que no. Això permet passar directament del dibuix en 3D a la fabricació de la peça sense la intervenció de cap operari en la definició del procés. En les tecnologies de fabricació substractiva no s'ha aconseguit encara desenvolupar cap tecnologia que permeti aquest pas directe del dibuix al procés de fabricació. L'obtenció del programa de control numèric que determina els moviments de les eines, es pot fer amb programes de fabricació assistida per ordinador (CAM) que faciliten la feina a l'operador, però no l'eliminen. Això fa que les tecnologies de fabricació additiva siguin especialment interessants en la fabricació de prototipus. Per aquest motiu, sovint es fa referència a elles com a tecnologies de prototipatge ràpid.

Tot i que el principal avantatge de les tecnologies de fabricació additiva consisteix en la seva facilitat per passar directament del model CAD al prototipus fabricat, també hi ha dues característiques addicionals que les fan atractives com a procés de fabricació.

En primer lloc hi ha la seva capacitat de fabricar peces o conjunts de peces amb geometries impossibles d'obtenir de forma directa amb cap altre procés de fabricació. Per exemple, peces amb cavitats internes que continguin formes inaccessibles des de l'exterior, com mostra a la Figura 1 el motlle d'injecció amb canals de refrigeració impossibles de fabricar de forma directa amb tecnologies substractives. També es pot materialitzar de cop conjunts de peces impossibles de muntar i desmuntar perquè s'interfereixen entre elles.



Figura 1. Imatge CAD transparent mostrant els canals interns de refrigeració d'un motlle d'injecció. Font: [4].

En segon lloc hi ha la capacitat d'aprofitar el mateix procés d'anar afegint material per combinar materials diferents i obtenir peces formades de materials compostos que difícilment s'aconsegueixen amb tecnologies de fabricació convencionals. Per exemple en la tecnologia de Fusió en llit de pols (*Powder Bed Fusion*) es poden barrejar partícules de diferents metalls en la pols que es sinteritzarà per obtenir un material compost. S'està avançant cap a solucions que permetin múltiples materials així com aconseguir variacions progressives a l'espai de les propietats d'un material, aspectes d'interès de la present tesi donada la seva relació amb la fabricació additiva de components que siguin similars als teixits vius. A la Figura 2 es mostra una micrografia d'un material compost obtingut amb aquesta tecnologia, tot barrejant partícules de bronze en la pols de sinteritzat i escalfant després el conjunt.

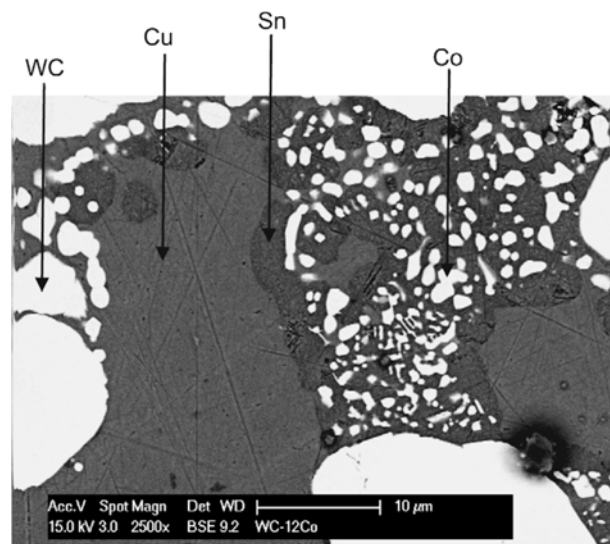


Figura 2. Micrografia de material amb bronze infiltrat entre partícules de WC i Co. Font: [5].

1.2 Ús de prototips impresos en 3D per assaig d'operacions quirúrgiques

En el cas de facilitar als cirurgians l'assaig d'operacions complexes d'extirpació de tumors, es combina la necessitat d'emprar totes aquestes característiques de les tecnologies de fabricació additiva per obtenir una peça el més similar possible als teixits humans que permeti assajar l'operació abans de fer-la. En concret:

- La característica de passar directament del model 3D a la peça fabricada, permet aprofitar les tècniques de diagnòstic per la imatge per tal d'obtenir el model 3D i així fabricar un objecte que reproduïx la forma del tumor de cada pacient.
- La característica de fabricar peces amb geometries impossibles és imprescindible donades les formes dels tumors i dels teixits sans quan es troben totalment imbricats els uns amb els altres.
- Per últim, la característica de combinar materials diferents és molt interessant per intentar reproduir els diferents teixits amb materials que simulin el millor possible les propietats físiques d'aquests teixits. A la Figura 3 es mostra un model (desenvolupat en col·laboració entre el CIM UPC i l'Hospital Sant Joan de Déu de Barcelona) on es fan servir dos materials diferents, un de transparent per reproduir el tumor i un de color blanc per reproduir els òrgans del voltant, així els cirurgians assagen l'operació i veuen les referències anatòmiques a les que està adherit el tumor. Els detalls d'aquest cas real i d'altres s'exposen al Capítol 6.



Figura 3. Model d'un tumor i dels òrgans que l'envolten. Font: HSJD

La capacitat de combinar diferents materials, ja sigui per obtenir peces formades per materials compostos o per obtenir conjunts de peces de materials diferents cada una, tot just ha començat a desenvolupar-se recentment i és una línia de recerca i desenvolupament tecnològic oberta.

1.3 Objectiu general de la Tesi

L'objectiu general de la Tesi Doctoral “*Contribució a l'estudi de la impressió 3D per a la fabricació de models per facilitar l'assaig d'operacions quirúrgiques de tumors*” és facilitar l'extensió de l'ús dels prototips com a eina de preparació d'operacions quirúrgiques, transformant la pràctica mèdica actual de la mateixa manera que en el seu moment ho van fer tecnologies com les que van facilitar l'ús de radiografies. L'activitat de recerca s'ha centrat en el repte d'aconseguir, mitjançant Fabricació Additiva (FA), models per a assaig quirúrgic, sota la premissa que els equips per fer-los haurien de ser accessibles a l'àmbit hospitalari. Per a això, es considera que la millor via és la impressió 3D basada en tecnologies de codi obert, sobretot del tipus de Fabricació per Filament Fos (FFF, *Fused Filament Fabrication*) i similars basades en líquids catalitzables.

Els resultats que s'esperen es centren en la generació de nou coneixement sobre com aconseguir equipaments d'impressió 3D multimaterials accessibles que permetin l'obtenció de models mimètics respecte als teixits vius, sent coherents amb l'enfoc de recerca basada en línies tecnològiques de codi obert i amb finalitat social en el marc del CIM UPC, en col·laboració amb l'Hospital Sant Joan de Déu de Barcelona, citat com a HSJD al llarg del present document.

L'aplicació actual de prototips per a preparar intervencions quirúrgiques és escassa malgrat que creixent. Aquesta tesi s'adreça directament a dues de les causes d'aquesta situació: la manca de sistemes de prototipatge multimaterials i/o multicolors, i el seu cost elevat. Les impressores 3D de codi obert basades en tecnologia FFF, quin cost reduït permetria l'extensió dels prototips en l'àmbit mèdic, només han permès fins recentment obtenir prototips d'un sol material, limitant la seva utilitat en l'assaig previ de la intervenció quirúrgica respecte a altres tecnologies industrials consolidades de cost elevat com ara la injecció de resines fotopolimeritzables. La present recerca vol fer donar un pas endavant a la tecnologia FFF amb la vocació social de que, mantenint el baix cost de la seva implementació, ajudi a estendre l'ús del prototipatge a l'àmbit mèdic.

Una tercera causa del baix ús dels prototips al món mèdic és la tradicional desconexió entre l'àmbit industrial i el mèdic. Un objectiu subjacent de la present tesi és trencar aquesta barrera i fer arribar tot progrés a la comunitat mèdica mundial. El resultat buscat no és altre que convertir el prototipatge per impressió 3D en l'estàndard del segle XXI com actualment són les radiografies bidimensionals, fent que la relació entre valor i cost d'un prototip 3D sigui tan alta que la seva aplicació no quedi limitada, com ho és actualment, als casos més crítics.

A la present tesi, l'assoliment de l'objectiu general plantejat es concreta en la consecució dels següents objectius concrets:

Tesi Doctoral: Contribució a l'estudi de la impressió 3D per a la fabricació de models per facilitar l'assaig d'operacions quirúrgiques de tumors – Felip Fenollosa i Artés, 2019.

- Estudi de l'estat de l'art al voltant del mimetisme que s'espera d'un prototip respecte als teixits vius, a fi de deduir quins materials i processos poden ser vàlids: establir els requeriments tècnics d'un prototip d'assaig quirúrgic per a que els cirurgians hi treballin obtenint la màxima utilitat, estudiant tant els materials com les tecnologies de fabricació additiva per obtenir aquests prototips amb el màxim de verisme respecte als teixits vius.
- Realització de prototips per a casos mèdics: extraient conclusions de prototips reals executats pel doctorand en col·laboració amb els equips mèdics de cirurgia oncològica del HSJD.
- Conceptualització de solucions tecnològiques d'impressió 3D multimaterial de sobretaula: exploració de les línies tecnologies d'impressió 3D basades en la Fabricació per Filament Fos i similars (líquids que solidifiquen en la deposició), avaluant de forma pràctica diverses línies tecnològiques de fabricació 3D entre les més prometedores de tot el ventall que s'estudien prèviament – sistemes multicapçal, capçals barrejadors, deposició de poliuretans i silicones... –, tenint com a fita l'elaboració de millors prototips multimaterials per a assaig quirúrgic.

1.4 Abast de la Tesi

Malgrat l'aplicabilitat de la present recerca a qualsevol àmbit, ja sigui industrial o mèdic, que s'orienti a obtenir prototips amb múltiples materials i/o colors, el cert és que aquesta tesi ha triat un objectiu especialment complex, com és el dels prototips que mimetitzen el cos humà. La present tesi ha centrat el seu abast en investigar les possibilitats de fabricar mitjançant impressió 3D conjunts de peces amb diferents materials i diferents colors que reproduïxin els tumors i els teixits de l'entorn. Aquestes peces impreses s'han d'obtenir a partir de fitxers CAD desenvolupats amb les dades subministrades pels equips de diagnòstic per la imatge, i les seves propietats físiques han de permetre estudiar l'operació i distingir clarament cada teixit.

Així, la recerca ha de tenir com a horitzó l'exploració d'aquells sistemes que permeten obtenir beneficis clars per a un dels majors reptes que els metges es troben al quiròfan, com és la resecció de tumors. En aquestes intervencions, el procés d'extracció de la massa tumoral presenta riscos pel pacient: seccionat d'un vas sanguini, durada de la intervenció...

Pel que fa a l'abast respecte a la caracterització dels teixits vius, la recerca s'ha centrat en posar de relleu aquells paràmetres que poden ser d'interès per al cirurgià, sense entrar al nivell cel·lular o de microestructura. Sobre aquestes paràmetres s'ha fet un esforç de recollida de valors a la literatura, limitats a una sèrie de teixits rellevants, focalitzant el treball en els teixits tous. Aquests tipus de teixits són, a la vegada, els que aporten més interès al cirurgià, i els que hi ha més camp per investigar quant a impressió 3D en comparació amb materials rígids. Més enllà d'aquesta exploració, suficient per passar cap l'àmbit de la impressió 3D multimaterial, la tesi no pot arribar-hi, deixant una via oberta per a posteriors recerques, i constatant un buit en quan a sistematització i coherència de dades, i deixant apuntats els mitjans i metodologies a usar per a aquesta caracterització.

Pel que fa als casos mèdics, no s'ha fet un abordatge sistemàtic de patologies i teixits, sinó que s'han integrat els casos que anaven sorgint en el període de realització de la recerca. Amb tot, aquesta metodologia ha permès centrar la recerca en les necessitats reals dels cirurgians, que s'han decantat cap a la simulació i assaig de l'extracció de masses tumorals amb afectació a òrgans i vasos sanguinis.

La conceptualització de sistemes d'impressió 3D multimaterials s'ha limitat al camp de sistemes de sobretaula de tipus FFF o assimilables mitjançant líquids. Aquesta restricció es deu a la voluntat de progressar en sistemes que facilitin l'extensió a l'entorn de la salut, tant per accessibilitat com per cost. No s'ha limitat, però, l'abast quant a solucions possibles dins d'aquest àmbit, i el volum de recerca feta respon als nombrosos conceptes plantejats, que en molts casos han suposat la materialització de prototips experimentals sobre els quals s'han fet proves.

1.5 Estructura de la Tesi

L'estructura de la present tesi és la que es presenta seguidament:

Bloc 1. La Fabricació additiva i la mimetització de teixits vius.

- Definició l'estat de l'art en l'àmbit de la fabricació additiva i la medicina, copsant les línies de recerca d'interès que farien progressar la ciència i la tecnologia, proporcionant millors eines als cirurgians oncològics. S'ha partit del present de la Fabricació Additiva i s'ha explorat la seva aplicació al món mèdic (capítol 2).
- Recerca sobre la mimetització de teixits vius, a fi d'establir les característiques d'un prototip que fos de la major utilitat possible per a l'assaig quirúrgic (capítol 3).

Bloc 2. Bases per a la impressió 3D de models d'assaig quirúrgic: tecnologies i experiències.

- Estudi específic sobre l'entorn de la impressió 3D multimaterial que es duu a terme sota la tecnologia FFF, així com dels materials (filaments) més aptes per a la mimetització de teixits vius (capítol 4).
- Exploració de vies properes a la tecnologia FFF, en concret l'ús de líquids que solidifiquen i que, gràcies a valors baixos de duresa o a la seva transparència, responen millor que els filaments als requeriments dels cirurgians oncològics. S'estudien tant els materials com les tecnologies viables per a l'ús d'aquests materials en impressió 3D (capítol 5).
- Descripció dels casos reals de suport a cirurgia oncològica executats pel doctorand al HSJD en paral·lel al procés d'elaboració de la tesi, en els que s'han recollit especificacions de caràcter mèdic per a guiar la recerca de nous sistemes de fabricació additiva (capítol 6).

Bloc 3. Exploració de línies tecnològiques per a impressió 3D multimaterial.

- Associació de teixits vius i materials industrials i especificacions per a guiar la recerca de nous conceptes (capítol 7).
- Exposició del procés de treball basat en l'execució d'una selecció de mecanismes i metodologies d'impressió 3D multimaterial a partir de les conclusions que ofereixen els capítols precedents. S'inclou un treball teòric complementari sobre les solucions proposades. La recerca reflecteix el potencial de la impressió 3D de codi obert, permetent la contenció en els costos d'aquesta recerca i facilitant l'objectiu exposat d'estendre l'ús del prototipatge a l'entorn mèdic (capítols 7 i 8).
- Desenvolupament d'un prototip experimental de fabricació additiva orientat a possibilitar tant la multimaterialitat com el mimetisme respecte als teixits vius de cara a l'execució òptima de models per a l'assaig d'intervencions quirúrgiques oncològiques (capítol 9).

Capítol 10: Conclusions.

- Tancament de la tesi amb les conclusions trobades, posant en valor els avenços respecte a l'estat de l'art que ha suposat la realització de la present recerca.
- Recull de requeriments per a una impressora 3D de sobretaula multimaterial per a àmbit hospitalari.

Tesi Doctoral

CONTRIBUCIÓ A L'ESTUDI DE LA IMPRESSIÓ 3D PER A LA FABRICACIÓ DE MODELS PER FACILITAR L'ASSAIG D'OPERACIONS QUIRÚRGIQUES DE TUMORS.

BLOC 1. La Fabricació Additiva i la mimetització de teixits vius

Felip Fenollosa i Artés

2 Estat de l'art en Fabricació Additiva i en les aplicacions mèdiques d'aquesta.

Per entendre fins a on s'ha arribat en aquestes tecnologies s'enfoca l'estudi de l'estat de l'art en tres apartats: primer la situació de les tecnologies de fabricació additiva en general; després, la seva aplicació a la medicina; per últim, la capacitat de fabricar peces combinant diversos materials.

2.1 Tecnologies de fabricació additiva.

Ja s'han publicat estudis de revisió de l'estat de l'art de les tecnologies de fabricació additiva com els de Chua, Chou i Wong [6] el 1998 i el de Gideon, Schindel i Kruth [7] el 2003. Les classificacions i descripció de les tecnologies que a continuació es fan són en bona part extrets d'aquests dos articles, complementades amb desenvolupaments sorgits des del 2003.

Hi ha diversos criteris per classificar aquestes tecnologies, Chua i Leong [8] les classifiquen en base a quatre aspectes principals de la tecnologia tal com es presenta a la Figura 4. Aquests aspectes són: el tipus de fitxer d'entrada de dades, el material mitjançant el qual es construeixen les peces, les aplicacions a que estan destinades les peces, i el mètode en el qual es basa el funcionament de la tecnologia. Altres autors com Kochan i Chua [9] es limiten classificar-les en base al mètode i al material. Aquest criteri es considera antiquat actualment, donat que la Fabricació Additiva representa molt més que el Prototipatge Ràpid: no ha estat fins als darrers anys que les peces que s'obtenen per impressió 3D poden ser utilitzades com a productes finals, més enllà de limitar el seu ús a prototips de validació.

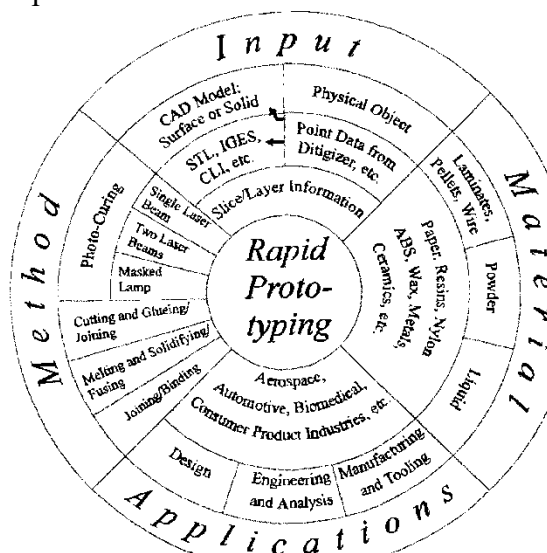


Figura 4. Roda de classificació de les tecnologies de prototipatge ràpid. Font: [8].

A continuació es presenten les diferents tecnologies en base al mètode de funcionament. El material té un gran impacte en la realització concreta a partir del mètode, donat que les condicions que cal aplicar a cada tipus de material varien tant que provoquen canvis substancials en la tecnologia i, de fet, algunes només s'apliquen a una família concreta de materials. Però per a l'objecte d'aquesta tesi interessa analitzar les tecnologies en base al mètode donat. Els materials ja s'analitzaran més endavant per tal d'adaptar-se a les aplicacions concretes que es cerquen.

Tot i el criteri de presentació adoptat, convé ubicar cadascuna de les tecnologies segons la normativa ja citada ISO/ASTM 52900:2015 [1], que en la seva primera secció de terminologia estableix la següent classificació de la Fabricació Additiva en 7 epígrafs principals. A continuació es detallen aquests, indicant com s'engloben:

- Fotopolimerització en tanc (*Vat Photopolimerization*): S'utilitza llum per activar selectivament el curat d'un fotopolímer en un tanc. Dins d'aquesta tecnologia, l'apartat 2.1.1. presenta l'estereolitografia, i el 2.1.2. la fotopolimerització per llum projectada.
- Superposició de làmines (*Sheet Lamination*): Làmines de materials constitutives de la peça són adhesivades una darrera l'altre (apartat 2.1.3).
- Fusió en llit de pols (*Powder Bed Fusion*): El material constitutiu de la peça, en forma de pols a la superfície de construcció, rep de forma selectiva energia tèrmica que el fusiona (apartat 2.1.4).
- Extrusió de material (*Material Extrusion*): De manera selectiva, s'extrudeix material per un orifici o broquet, dispensant-lo damunt una superfície de construcció. Una de les variants més conegudes i que centra bona part de la seva tesi és la ja citada tecnologia FFF, exposada a l'apartat 2.1.5, i que mereixerà tot el Capítol 4. També s'hi inclou la tecnologia *Robocasting* o *DIW (Direct Ink Writing)*, exposada a l'apartat 2.1.6 i que ocuparà bona part del Capítol 5.
- Projecció de material (*Material Jetting*): De manera selectiva, es projecten gotes de material que solidificaran per donar lloc a una peça. A l'apartat 2.1.6, dedicat genèricament a la deposició de gotes, es descriuen també tecnologies que no es consideren dins de l'àmbit anterior referit a l'extrusió i sí dins d'aquest àmbit dedicat a la projecció: Impressió en raig de tinta 3D (*Inkjet Printing*) i Injecció de gotes de fotopolímer (*Jetted Photopolymer*).
- Projecció d'aglomerant (*Binder Jetting*): De manera selectiva, es diposita un líquid que actua com agent adhesiu del material constitutiu de la peça, que espera en forma de pols a la superfície de construcció. També a l'apartat 2.1.6 es mostra aquesta tecnologia.
- Deposició directa d'energia (*Direct Energy Deposition*): A la vegada que es diposita selectivament material en una superfície, aquest és fusionat mitjançant energia tèrmica focalitzada en el punt d'aportació. Tot i que no es dedica un apartat a aquesta tecnologia (centrada en els metalls) en allunyar-se de l'objecte de la present tesi, sí que a diversos llocs se'n farà referència: a l'apartat 2.1.5 es citaran algunes tecnologies vinculades a filaments metàl·lics que no són considerades FFF, i a

l'apartat 2.3 la tecnologia LENS que allà es descriu és una de les que s'agrupen dins d'aquesta categoria.

2.1.1 Fotopolimerització induïda per làser (SLA).

El nom amb que es coneix aquest procés és el d'estereolitografia, tal com el va anomenar Charles W. Hull en la patent enregistrada el 1986 [2]. En aquest procés es parteix d'un dipòsit ple de resina fotosensible a polimeritzar, dins del qual hi ha una safata que té moviment vertical. Inicialment la safata se situa a una distància de la superfície igual al gruix de la capa. Llavors, mitjançant un mirall es dirigeix el llum làser als punts que es desitja solidificar fins a escombrar tots els de la primera capa. Aleshores la safata es desplaça cap avall una distància igual al gruix de la capa i es repeteix el procés successivament fins que s'ha completat la peça. En acabar, la safata puja, el líquid no solidificat s'escola i queda la peça feta. A la Figura 5 es presenta un esquema d'una màquina d'estereolitografia.

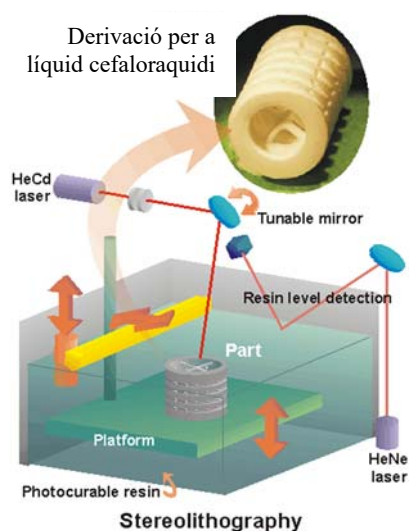


Figura 5. Esquema d'una màquina d'estereolitografia. Font: [10]

Les limitacions d'aquest principi de funcionament venen, pel que fa a la precisió de les peces, en les mides mínimes en què es pot focalitzar el feix làser i en el gruix mínim de la capa que es pot aconseguir. Les restriccions més significatives resten en els tipus de materials que es poden processar donat que han de solidificar per una reacció química activada per la llum.

Segons els estudis fets per Ikuta [11], teòricament és possible reduir el diàmetre del feix làser fins a 5 μm i el gruix de la capa fins a 3 μm el que permetria una resolució de 13,3 milions d'elements per mm^3 . A la pràctica sistemes comercials com el Mark 1000® (desenvolupat al 1990 per Quadrax Corporation® i ja abandonat) ofereixen un diàmetre

del feix làser mínim de $89 \mu\text{m}$ i un gruix de capa de $52 \mu\text{m}$, el que dóna una resolució de 3.152 elements per mm^3 .

2.1.2 Fotopolimerització per llum projectada.

En aquest sistema, la superfície que es solidifica rep la il·luminació per la projecció d'una imatge que es forma en una pantalla de LCD tal com es mostra en l'esquema de la Figura 6.

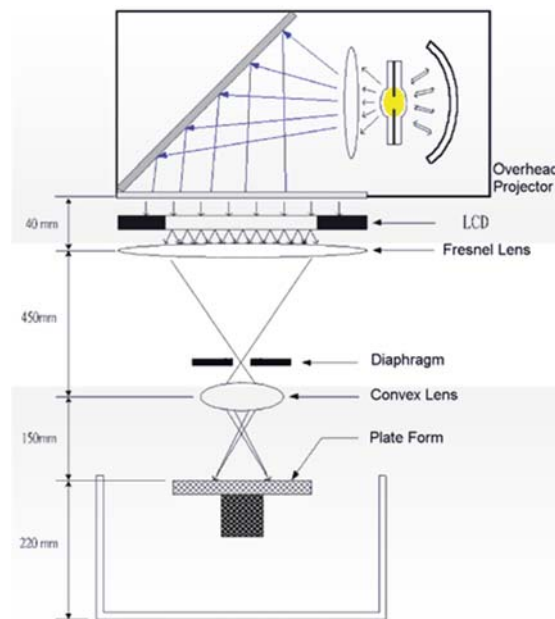


Figura 6. Esquema del procés de fotopolimerització per llum projectada. Font: [12].

Una làmpada genera la llum que es fa passar a través d'una pantalla de cristall líquid on es generen les imatges de cada capa, de forma que només deixa passar la llum en les zones on s'ha de solidificar el material. Llavors, per mitjà d'un sistema òptic es projecta aquesta imatge a la superfície del líquid a solidificar. En aquest sistema tota la capa rep llum simultàniament. La precisió dels detalls del perímetre depèn de la mida dels píxels de la pantalla de cristall líquid i de l'òptica. En aquesta tecnologia, Kochan i Hovtun [13] varen establir que el factor limitant de la resolució que es pot obtenir és la rugositat superficial que limita el gruix de les capes, sent la rugositat superficial mesurada de $4,22 \mu\text{m}$ (R_a).

A partir d'aquest esquema han sorgit tecnologies similars però canviant la tipologia de la font de llum (làser o projectador *Direct Light Processing* – DLP, que és la que pot proporcionar més resolució i major velocitat d'impressió –) o la configuració del sistema de projecció: actualment la configuració més comuna utilitzada industrialment

és la de projecció des de sota d'una plataforma amb la base transparent, formant-se les capes per elevació de la peça fixada en una safata inicialment submergida, tal com es pot apreciar a la Figura 7. Els desenvolupaments basats en aquesta configuració han tingut en els darrers anys una gran expansió de la mà de la seva difusió com a solució de codi obert.

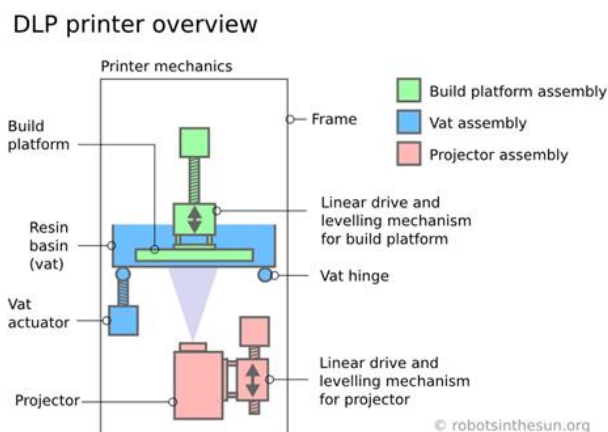


Figura 7. Esquema de funcionament tecnologia DLP. Font: [14].

2.1.3 Superposició de làmines (LOM).

En aquest procés, les capes s'obtenen a partir de rotlles d'una làmina de material com el paper. Cada capa es talla en el perímetre que delimita la peça amb un feix làser i s'enganxen entre elles amb adhesiu i l'aplicació de pressió i calor (veure Figura 8).

Cada capa s'inicia fent girar els corròs que enrotllen el material de forma que presentin una capa de material nou damunt de la plataforma. Tot seguit el llum làser talla el perímetre de la peça d'aquesta primera capa i al material sobrant li fa uns talls de forma que en acabar es pugui treure fàcilment. En següent pas, el corró calefactat roda damunt de la capa comprimint-la contra la inferior i escalfant-la de forma que provoca la seva unió amb la capa anterior. En acabar, la plataforma baixa una distància igual al gruix de la làmina de material i ja queda preparada per repetir el procés amb la següent capa.

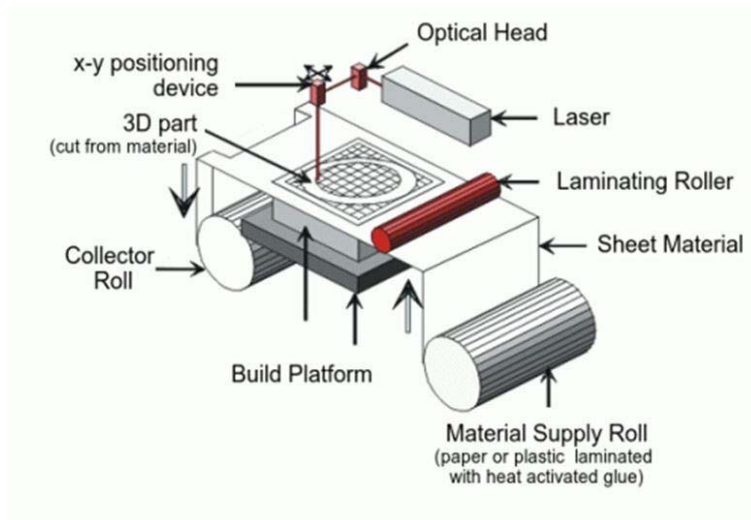


Figura 8. Esquema de funcionament de la Superposició de làmines. Font: [15].

En aquesta tecnologia els límits de la resolució venen determinats per la precisió amb que es pot controlar la posició del feix làser més que no pas la mida del feix. Màquines comercials com la de Helisys® donen precisions de posicionament de $51\ \mu\text{m}$ i gruixos de capa de també $51\ \mu\text{m}$ el que porta a una resolució de 1.907 elements per mm^3 segons [6].

2.1.4 Fusió en llit de pols.

També coneguda com a Sinterització Selectiva per Làser (SLS, *Selective Laser Sintering*) per a materials plàstics, i SLM (*Selective Laser Melting*) per a materials metàl·lics. En aquest procés, les peces s'obtenen per sinterització. La sinterització consisteix en escalfar partícules fines de material disposades en una superfície fins a la temperatura de transició cristal·lina (també anomenada temperatura de sinterització) que és inferior a la de fusió. Això provoca que les partícules se soldin entre elles i formin un objecte sòlid. En el cas de la tecnologia EBM (*Electron Beam Melting*), també per a llit de pols metàl·lica, la temperatura és de fusió i les peces són més resistents però es poden produir problemes relacionats amb l'estabilitat dimensional. Per tal de donar forma a les peces, es parteix d'una plataforma o llit sobre la que es disposa una capa fina de material en pols, tal com es pot veure a la Figura 9.

La pols es presenta elevat una plataforma que hi ha a la base d'un dipòsit de pols i s'escampa per la superfície amb un corró. Tot seguit, amb un mirall es dirigeix el feix làser escombrant els punts que es vol que quedin sinteritzats. Per tal de facilitar el procés, tot el contingut de la màquina és a una temperatura molt propera a la de sinterització de manera que el làser només ha de subministrar l'energia necessària per un petit augment de temperatura en els punts on es desitja que el material se solidifiqui.

En aquest procés el gruix de la capa ve condicionat per la mida de les partícules que acostuma a ser d'entre 80 i 120 μm i la resolució depèn del gruix de la capa i del diàmetre del feix làser. Segons Starkweather [16] és tècnicament possible assolir resolucions de fins 244.000 elements per mm^2 , però a la pràctica segons [6] les resolucions que s'obtenen són de 211 elements per mm^2 .

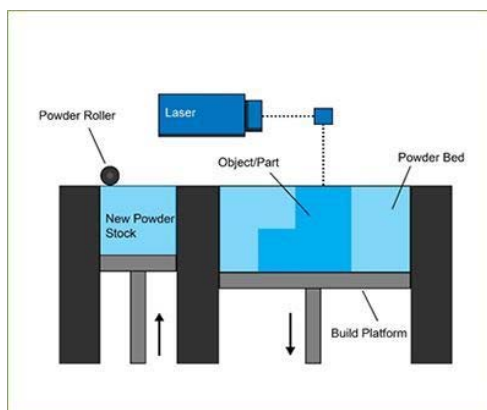


Figura 9. Esquema de funcionament de la Fusió en llit de pols. Font: [17].

2.1.5 Fabricació per Filament Fos (FFF).

En aquest procés, es parteix d'una bobina de filament del material del que s'ha de construir la peça, un capçal l'escalfa fins a fondre'l i l'empeny a sortir per un broquet que el diposita damunt la safata on es construeix la peça. A la Figura 10 es mostra un esquema del seu funcionament.

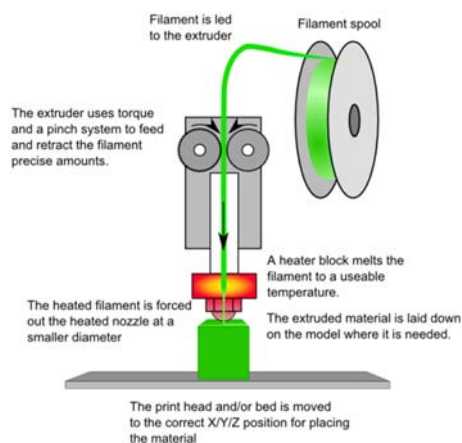


Figura 10. Esquema de funcionament de la tecnologia FFF. Font: [18].

En aquesta tecnologia, la resolució ve determinada pel diàmetre del filament que es pot fer sortir pel broquet. Segons RedEye [19] a l'any 2014 les màquines del principal fabricant d'equips industrials d'aquesta tecnologia, permetien ja obtenir gruixos de capa

de 254 μm , podent-se arribar a valors mínims de 127 μm : això dona una resolució de 122 elements per mm^2 . No s'ha trobat cap publicació que estudiï quins són els límits físics de la resolució a que pot arribar aquesta tecnologia, però en els darrers anys aquest límit s'ha superat i són habituals capes de 100 μm , assolint-se fins a 20 μm . La qualitat percebuda de la peça no té relació inversament proporcional al gruix de capa [20], doncs entren en joc factors com els materials emprats, el procés de transferència de calor, etc.

Com moltes altres tecnologies, la major part de les aplicacions observades estan orientades a obtenir un prototip en un sol material. Tot i això és comú de trobar – començant pels equipaments industrials – la disponibilitat d'un segon material, servit per un altre filament, que es posa al servei de la materialització de suports que permeten la fabricació de qualsevol geometria amb el filament primari, salvant la problemàtica de zones on el plàstic dipositat cauria a la plataforma. En resum, l'orientació a multimaterials no ha estat la norma en aquesta tecnologia que, paradoxalment, ha estat més accessible en els darrers anys donat el venciment de la seva patent [21].

En les línies anteriors s'ha donat per suposat que el material utilitzat en aquesta tecnologia és el plàstic (i per a prototips d'assaig quirúrgic és el que interessa), però també es treballa en metalls, tot fent peces per tres vies principals:

- A partir de bobines de materials constituïts per pols de metall en la fabricació de material plàstic [22], obtenint peces que són barreja de plàstic (que és el que es fon per a ser dipositat) i metall “atrapat” entre el plàstic. Les impressores que s'utilitzen són les mateixes que per a filament termoplàstic normal. El resultat és una peça compòsit amb una certa aparença metàl·lica. Es troben també filaments que incorporen pols de fusta suro, carboni, ceràmica...
- De forma similar a l'anterior, però a partir de pols de metall aglomerades amb un polímer, encara que no sigui estrictament presentat en forma de filament (barres, dipòsit de pols...). La peça es fabrica, també com en el cas anterior, per deposició a la baixa temperatura de fusió del polímer aglomerant (sense fusió del metall). Però llavors la peça es sotmet a un procés de cocció en forn – com en un procés de sinterització – que elimina el polímer aglomerant, restant una peça 100% metàl·lica que ha sofert un cert grau de contracció i que no és 100% densa. A l'apartat 2.3.2 es fa esment de la possibilitat que obre aquesta tecnologia per a fer peces o conjunts de peces en diferents materials.
- Directament a partir de filament metàl·lic, en un procediment similar a la soldadura per aportació de fil, en el que la deposició de filament (a la temperatura de fusió del metall) està guiada per un sistema servocontrolat quin objectiu és conformar una peça 3D per aportació de filament metàl·lic. A nivell industrial, a partir de les recerques de Davé [23], s'ha obert un camp on es troben diverses tecnologies, sent la més representativa [24] la de Fabricació de Forma Lliure per Feix d'Electrons (EBF3, *Electron Beam Freeform Fabrication*), que es troba representada pels equips

industrials comercialitzats per l'empresa Sciaky®. Aquesta tecnologia es considera dins de l'àmbit de la Deposició directa d'energia en lloc de la FFF, en fer-se l'aportació d'energia de forma focalitzada en el punt d'aportació i no pas fusionant i extrudint el filament. Val a dir que no és la única, i solucions basades en la fusió de filament metàl·lic usant arc voltaic (com als procediments de cordó de soldadura) estan en plena expansió, sent coneguts com a tecnologies WAAM (*Wire Arc Additive Manufacturing*).

Donat doncs que la tecnologia FFF basada en polímers i l'interès en prototips multimaterials són el centre de la present tesi, es dedica tot el Capítol 4 a detallar les realitzacions orientades a prototips multimaterials, tant en recerca com en treballs pràctics. Aquesta recerca serà útil per a donar les indicacions sobre quines vies són les més prometedores per a assolir els requeriments de mimetització de teixit viu, i en base a aquestes plantejar els prototips experimentals corresponents.

2.1.6 Deposició de gotes

La deposició de gotes en tres dimensions presenta diverses variants:

- Les gotes projectades o “extruïdes” són el material constitutiu del prototip:
 - Les gotes surten dels capçals a una temperatura elevada i solidifiquen en baixar aquesta (cera o termoplàstics de baix punt de fusió). És la tecnologia *Inkjet Printing*.
 - Les gotes surten del capçal i solidifiquen per reacció química (llum UV a la càmera d'impressió o aportació de reactiu a la sortida). Quan s'utilitzen capçals propis de la impressió 2D de tinta, se la coneix com a *Jetted Photopolymer*. Tant aquesta com l'anterior són tecnologies assimilables dins de l'epígraf de Projecció de Material.
 - Quan més aviat és un capçal que va extrudint pasta o “deixant caure” gotes, se la coneix com a *Robocasting* o *Direct Ink Writing (DIW)*, i quedaria englobada dins l'epígraf de tecnologies d'Extrusió de Material. Per bé que aquesta tecnologia es sol associar a pastes ceràmiques que posteriorment són sinteritzades, també s'hi inclouen aquelles que dipositen materials líquids (silicones, hidrogels...) que solidifiquen per catalització en el moment de deposició, tot usant un sol broquet i no pas múltiples injectors.
- Les gotes afegeixen funcionalitat al material que compon les peces. Aquesta funcionalització pot ser de diferent caràcter:
 - Són el reactiu per a aglutinar un substrat que hi ha a la càmera, sovint deixant-lo preparat per a una o varies fases de consolidació final. És la tecnologia *3DPrinting* o *Binder Jetting* (Projecció d'aglutinant). En alguna

variant de la Fusió en llit de pols es pot considerar que el líquid que facilita la fusió de la pols entra dins de la present categoria.

- Aporten color al material: es fa a moltes tecnologies, des de la *Jetted Photopolymer* a la *3DPrinting*, i inclús a la FFF.
- Faciliten la separació entre la peça i el material que l'envolta: es troba en alguna realització de FFF així com el líquid que evita la fusió del material en alguna variant de la Fusió en llit de pols.

A continuació es detallen les variants que són d'interès per a la present recerca. Primer de tot es té la tecnologia *Inkjet Printing* o Impressió en raig de tinta 3D. Consisteix en emprar la tecnologia de les impressores de raig de tinta per anar imprimint capes successives que conformen la peça. Tal com es mostra a la Figura 11, la màquina disposa de dos capçals d'injecció de tinta. Un es fa servir per imprimir el material de la peça i l'altre per imprimir el material de suport que anirà a les zones on la peça presenta cavitats. Aquesta tecnologia s'ha usat per a obtenir prototips en cera, ja sigui per a obtenir prototips conceptuals o per a obtenir models per a processos de cera perduda, molt habitual en ortodòncia i joieria.

Els capçals imprimeixen la imatge de la peça corresponent a cada capa i la plataforma baixa. Per tal de garantir que el gruix de les capes es manté constant i que no es van acumulant errors, en aquest sistema es pot disposar d'un capçal que fresa la superfície planejant-la. En acabar totes les capes, se submergeix la peça en un dissolvent que elimina el material de suport.

La resolució que es pot assolir amb aquestes màquines ve determinada pel volum de la gota dipositada que al seu torn és funció del seu diàmetre. Segons [6], s'han aconseguit màquines que dipositen gotes de 50 μm de diàmetre el que dona una resolució de 15.200 elements/ mm^3 i diu que es pot estimar que el límit pot arribar a assolir els límits de les impressores de xorro de tinta, amb capçals que tenen orificis de 12 μm de diàmetre (el que genera gotes de 23 μm de diàmetre). Això portaria a resolucions de 157.000 elements/ mm^3 .

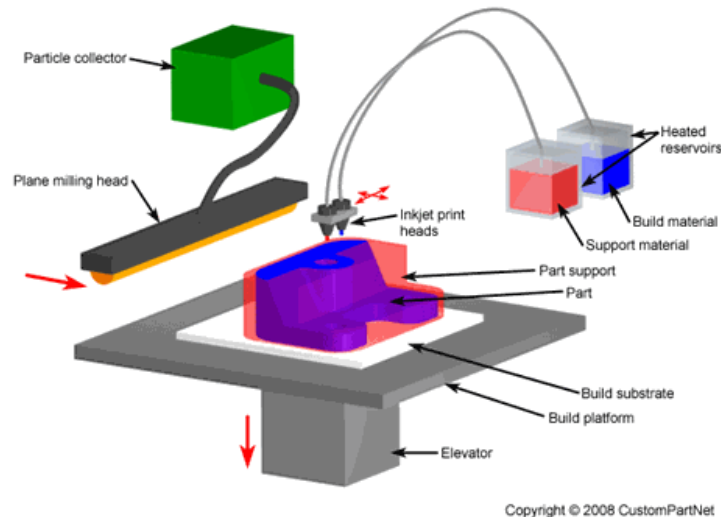


Figura 11. Esquema de funcionament de la Impressió en raig de tinta 3D. Font: [25].

La segona tecnologia, on les gotes projectades són el material constituït del prototip, es diferencia de l'anterior en el fet que la solidificació no és per canvi en la temperatura sinó per reacció química. La més coneguda és una variant de la fotopolimerització ja vista en els dos primers apartats d'aquesta secció, la Injecció de gotes de fotopolímer (*Jetted Photopolymer*), on les gotes de resina fotopolimeritzable solidifiquen en ser dipositades en haver una llum UV activada a la càmera, tal com mostra la Figura 12. L'empresa Stratasys® (originàriament Objet Technologies®) va ser pionera en desenvolupar equips que permetien dipositar resines amb diferents colors i graus de duresa, de manera que a diversos indrets del món s'han dut a terme prototips multimaterials per a assajar operacions quirúrgiques usant els seus equips. En les col·laboracions del CIM UPC que el doctorand ha dut a terme amb l'Hospital de Sant Joan de Déu, aquesta tecnologia ha estat usada per materialitzar els tumors amb resina tova translúcida, i les altres parts amb resina opaca rígida. Més detalls sobre aquesta qüestió es mostren extensament al Capítol 6 de la present tesi.

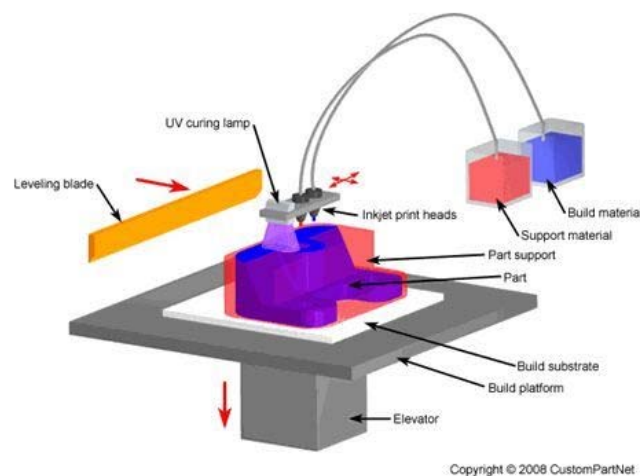


Figura 12. Esquema de funcionament de la Injecció de gotes de fotopolímer. Font: [25].

La tecnologia basada en resina fotopolimeritzable és una tecnologia madura de la qual s'ha fet ja molta recerca, amb equips industrials consolidats com l'empresa citada al paràgraf anterior, que fa que tingui interès per a la present tesi com a eina per a comparar els resultats de la recerca feta en altres línies menys explorades i més prometedores. Com a punt fort ja s'ha comentat com s'utilitza per a fer prototips per a assajar operacions, malgrat que de forma majoritària la temperatura que pot suportar sense deformar-se està per sota de la temperatura habitual de procediments d'esterilització de caràcter tèrmic (70-134°C), limitant l'ús dins del quiròfan. A la present recerca s'estudiarà tot aquest entorn.

Com a observació, la injecció de gotes està sent estudiada per a formar peces metàl·liques. En concret, la tecnologia anomenada *NanoParticle Jetting*® (NPJ) de XJET® permet dipositar capes de nanopartícules metàl·liques. Aquestes són transportades per microgotetes que són vaporitzades abans d'arribar a la superfície de deposició, permetent que es formin peces compactes. I com a la tecnologia *Jetted photopolymer*, usant material de suport fotopolimèric i llum ultraviolada, s'aconsegueixen les formes geomètriques complexes que la impressió 3D pot proporcionar.

Però la resina fotopolimeritzable mitjançant llum ultraviolada no és la única manera d'obtenir un prototip per deposició de gotes i reacció química. La tecnologia de *Robocasting* o *DIW*, tot i que més identificada per a pastes ceràmiques, és la que recull els progressos que s'estan fent en la impressió de materials com les silicones. Aquestes passen d'estat líquid a sòlid per la deposició en paral·lel d'un agent catalitzant, per la humitat ambient (venen en format segellat) o pel concurs de llum UV si aquesta inclou catalitzadors UV. També es planteja l'ús de resines de poliuretà i en general de qualsevol material susceptible de passar de líquid a sòlid un cop dipositat mitjançant algun tipus de reacció i per tant apte per a ser usat com a material en un procés de fabricació additiva per capes.

El fet és que aquests materials líquids (silicona, cautxú, poliuretà, hidrogels...), als quals es dedica el capítol 5, no han tingut per diversos motius un desenvolupament industrial per a la impressió 3D comparable al de les resines fotopolimeritzables, malgrat que aquest treball de recerca mostra incipients i prometedores aplicacions al respecte. Es tracta de materials molt utilitzats en el prototipatge industrial en processos d'emmotllament (per exemple tecnologia *vacuum casting* d'emmotllament al buit en el cas de poliuretans). Els valors extremadament baixos de duresa assolibles, per exemple, amb la silicona, la poden fer molt útil per a millorar la percepció que l'equip mèdic tingui en l'assaig de la intervenció.

Com a conclusió, les tecnologies de deposició de gotes, siguin resines o altres materials, són de gran interès per a la present tesi, junt amb la tecnologia de fabricació per filament termoplàstic fos. El motiu és que, tot i que l'accessibilitat (per cost i equipaments) de les tecnologies industrials de deposició de gotes és més baixa que la

tecnologia FFF, aquestes facilitaran l'obtenció de materials tous en diferent gradació de duresa. Si bé l'aspecte multicolor sembla resoluble amb la tecnologia FFF (i en aquestes dues tecnologies també), l'aspecte de la duresa és a primera vista més limitat en l'univers dels filaments plàstics existents. I aquest és un requeriment clau de la investigació en curs, que cerca avançar en la consecució de prototips que incorporin components de diferent rigidesa. En definitiva, la possible generació de nous equips d'impressió 3D amb tecnologies que combinin l'ús de filaments plàstics i líquids és una de les conclusions que s'anticipen del present treball per a assolir l'objectiu d'obtenir prototips que millorin el grau de mimetització amb el cos humà.

Passant a una altra variant de les exposades al principi de l'apartat, s'ha dit que les gotes poden ser usades per afegir funcionalitat al material que compona les peces. Per exemple, la tecnologia *3D Printing* o *Binder Jetting* (projecció d'aglutinant) usa gotes com a aglutinant d'un substrat en pols. Fent una comparació amb la tecnologia SLS vista a 2.1.4, se substitueix el feix làser que sinteritza la pols per gotes que fan d'adhesiu (*binder*) d'aquesta. La tecnologia es basa doncs en l'adhesivat de partícules de pols emprant un aglomerant dipositat per gotes amb un capçal com el de les impressores de raig de tinta. L'estructura de la màquina i el seu funcionament és similar al de la Fusió en llit de pols, però en comptes d'un làser que sinteritza la pols als punts on es vol provocar la obtenció d'una peça sòlida, el que es fa és projectar gotes d'adhesiu (i eventualment color) amb un capçal com el de la impressora de raig de tinta.

Ha estat utilitzada per obtenir peces en guix, i recentment s'està aplicant a pols de metalls per, posteriorment, passar les peces obtingudes per un forn i així, de forma similar al sinteritzat industrial, consolidar la seva forma. A la Figura 13 es mostra un esquema del funcionament de la màquina.

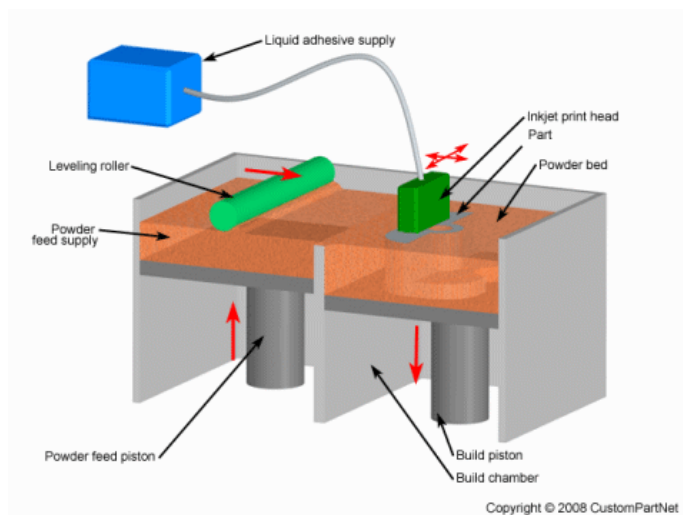


Figura 13. Esquema de funcionament de la Projecció d'aglutinant. Font: [25].

En aquesta tecnologia la resolució ve condicionada per la mida de les partícules de la pols i el volum d'aquestes que queden enganxades en projectar una gota d'adhesiu que

forma el que seria una esfera primitiva de material sòlid. Segons S. Michaels [26] en una màquina experimental fent servir pols de 20 μm de diàmetre s'aconseguien esferes primitives de 100 μm mentre que amb pols de 75 μm s'obtingueren esferes primitives de 200 μm . Això porta a una resolució de 1900 elements per mm^3 . Segons [6] en el límit per tal que el procés funcioni n'hi ha prou amb volums cúbics de dues partícules de pols per aresta, el que porta a que en teoria aquest procés pugui arribar fins a resolucions de 244.000 elements per mm^3 , igual a la de la tecnologia SLS.

Una variant d'aquesta tecnologia que barreja la Deposició de gotes amb la Fusió en llit de pols és la que ha desenvolupat l'empresa HP®, coneguda comercialment com a *Multi Jet Fusion*® (MJF). En aquesta, s'aplica sobre un llit de pols dos líquids: un per baixar el punt de fusió de la pols i l'altre per augmentar-lo. Sotmetent tota la superfície a una font de calor, s'aconsegueix que només es consolidi per fusió la part que ha estat “mullada” pel primer líquid. Entre altres avantatges, aquest sistema permet multiplicar la velocitat de treball respecte als sistemes que utilitzen làser per fondre la pols.

2.2 Aplicacions mèdiques de les tecnologies de fabricació additiva.

L'aplicació de les tecnologies de prototipatge ràpid en medicina segueix un procés on es parteix de les imatges dels òrgans d'un pacient obtingudes amb les tecnologies de diagnosi per la imatge, llavors es passen aquestes imatges a un sistema de CAD 3D i finalment s'imprimeixen peces en tres dimensions amb diferents finalitats tal com es mostra a la Figura 14.

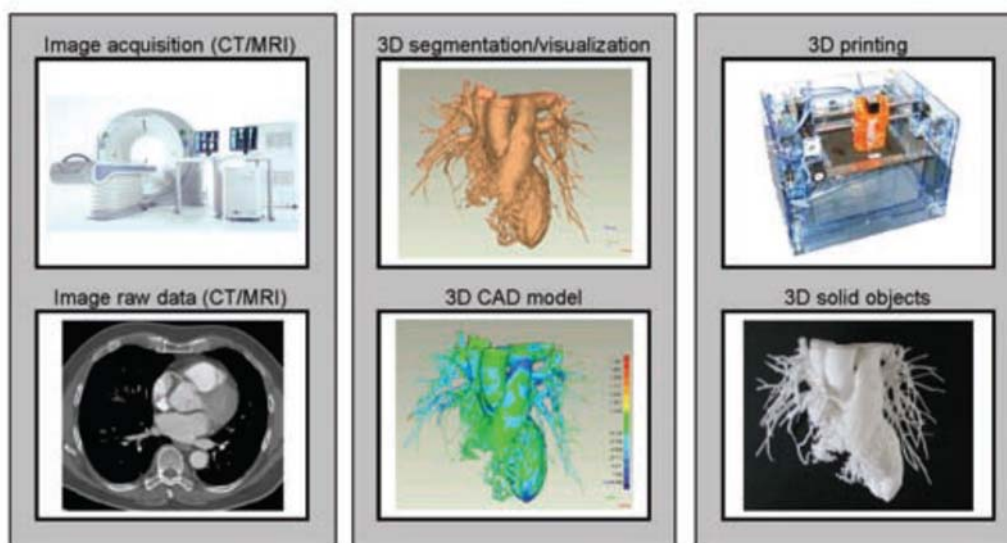


Figura 14. Fases per a obtenir imprès en 3D un model mèdic del cos humà. Font: [27].

Cada una de les etapes d'aquest procés presenta les seves limitacions i obre oportunitats per a diferents línies de recerca.

La resolució màxima que té sentit d'aconseguir al final ve limitada per la que es pot obtenir al començament en l'adquisició d'imatges. Per exemple Arai et al.[28] presenten el desenvolupament d'un aparell de tomografia computeritzada per a ús dental que genera imatges basades en vòxels de $136 \mu\text{m}$ d'aresta el que dona una resolució de 398 elements per mm^2 . Hi ha autors com Winder i Bib [29] que afirmen que, de fet, el límit en la resolució ve donat pel de les tecnologies de captura d'imatges i no pel de les tecnologies de prototipatge ràpid.

El pas de les imatges a un model 3D no és automàtic. Hi ha programes que faciliten aquest procés però en general es necessita la participació d'un metge per anar identificant a quin òrgan o a quin tipus de teixit corresponen cada una de les estructures que apareixen a les imatges. Milovanović i Trajanović [30] examinen aquest procés emprant els paquets de software Mimics® i 3D Doctor®.

Un punt de rellevància a detallar és el format estandarditzat d'imatges mèdiques: es tracta del format DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*). Una descripció d'aquest es troba a la memòria del Projecte Final de Carrera de Martín Pérez Torrens, dirigit pel doctorand [31], i amb més detall a [32]. Mitjançant el conjunt d'imatges seccionals en format DICOM extretes gràcies, per exemple, a aparells de Tomografia Computeritzada, s'elaboren els fitxers 3D en els que es tenen diferenciades les referències anatòmiques d'interès. Aquests fitxers 3D, sovint en format STL, poden ser usats tant per ser visualitzats i analitzats en pantalla – així es preparen actualment les intervencions quirúrgiques – com portats a una impressora 3D per a ser materialitzats.

Diversos autors com Rengier et al. [27] han identificat les diferents aplicacions que el prototipatge ràpid pot tenir en medicina: facilitar el diagnòstic, facilitar la planificació preoperatòria de cirurgia, simulació i planificació dels tractaments per radiació, fabricació de pròtesis i fabricació d'implants. En un treball més recent, Zadpoor i Malda [33] agrupen les aplicacions de la fabricació additiva en medicina en la impressió 3D de biomaterials, la (re)generació de teixits i òrgans, sistemes de lliurament controlat de medicaments, instrumental mèdic, pròtesis i ortesis, i els objectes que centren la present tesi: prototips utilitzats per a assaig, visualització i comunicació mèdica.

Tot seguit s'analitzen aquestes aplicacions agrupades en dos grans blocs en base als requeriments que tenen impacte en l'objecte de la tesi.

2.2.1 Planificació d'operacions quirúrgiques complexes, finalitats formatives.

L'aplicació del prototipatge ràpid ha demostrat ser útil en la planificació preoperatòria de procediments quirúrgics en diverses especialitats com la cirurgia maxil·lofacial, com per exemple descriu Faber per remodelar una dent trencada [34] o per preparar intervencions de correcció de pronació mandibular (mandíbula sortida) i/o retrusió maxil·lar [35], cirurgia pediàtrica per a corregir deformitats de la pelvis o escoliosis [36], així com en neurocirurgia, com exposa Wurm et al. [37] en la fabricació de prototips en estereolitografia d'aneurismes cerebrals (veure Figura 15). La llista d'aplicacions segueix un creixement exponencial, de forma que també se'n troben ja per cirurgia cardiovascular, com mostra Armillota et al. respecte a la impressió 3D de la vàlvula pulmonar del cor [38] i cirurgia de cartílags, com per exemple la larinx en problemes de paràlisi de cordes vocals [39].

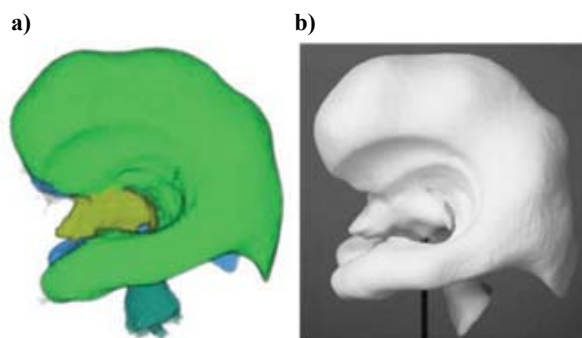


Figura 15. Cerebell d'un infant amb anomalies estructurals: a) Imatge tridimensional. b) Cerebell fabricat additivament a partir de la imatge. Font: [27].

Els estudis que han analitzat aquestes aplicacions han conclòs que permeten assolir millores significatives en el diagnòstic i la planificació preoperatòria gràcies a la possibilitat d'apreciar millor en 3D la situació i de poder planificar, preparar i simular el procediment quirúrgic, com també mostra Mavili [35] a l'article ja citat. Aquests avantatges porten a la reducció del temps de les operacions, cosa que, a banda dels avantatges mèdics, genera un estalvi en el cost de la utilització dels quiròfans que, per si sol, compensa el cost de l'obtenció dels models 3D [40]. Els avantatges de la multimaterialitat d'aquests prototips, un aspecte central a la present tesi, són descrits a [41] en un cas mèdic vinculat a la intervenció quirúrgica de tumors cerebrals.

Segons Milovanović i Trajanović [30] aquesta aplicació és especialment important en la cirurgia del càncer on el tumor es pot distingir clarament del teixit sa a base de representar-lo amb un color diferent o gràcies a la transparència, però el nombre de colors disponibles és limitat.

2.2.2 Fabricació de pròtesis i implants, enginyeria de teixits.

Segons Rengier et al. [27] la utilitat del prototipatge ràpid en la fabricació de pròtesis de implants rau en la possibilitat de personalitzar-los a mida del pacient en comptes d'emprar elements estàndard, això és degut a que en alguns cassos no és possible la utilització d'elements estàndard, en altres els personalitzats s'adapten millor a l'anatomia del pacient concret i en altres els personalitzats permeten minimitzar la quantitat de teixit del pacient que cal reseccionar.

La fabricació additiva per a pròtesis i implants s'empra amb èxit en un nombre creixent d'aplicacions:

- Reconstruccions de crani [42], en les que a partir dels DICOM s'extrapola el disseny d'implants que encaixin en la geometria. Són aquests dissenys els que es materialitzen en peces impreses que són utilitzades com a models per fer motlles, on llavors es colen resines acríliques biocompatibles: el resultat és l'implant que l'equip mèdic usarà com a substitutiu de la part del crani perduda (veure Figura 16).

- Reemplaçaments de maluc [43], reconstruccions femorals [44], articulacions de genoll [45] i restauracions dentals [46]. En la majoria de les aplicacions referides a reconstruccions òssies, la tecnologia de Fusió en llit de pols metàl·lica (tant de tipus SLM com EBM) són les que permeten materialitzar de forma directa aquests implants. En el cas de les restauracions dentals, també s'utilitza la fotopolimerització per llum projectada de tipus DLP, òptima per a peces petites: les peces que resulten són usades com a model per a processos de microfusió, d'on s'obté l'implant metàl·lic.



Figura 16. Model d'un implant cranial. Font: [42].

En aquests tipus d'aplicacions, la peça a fabricar és tota ella d'un únic material. Si aquest material no és dels que estan disponibles en les tecnologies de prototipatge ràpid, llavors es fan servir aquestes per obtenir un model i a continuació obtenir la peça amb el material definitiu amb mètodes indirectes com la microfusió o fent motlles de silicona com el cas ja descrit representat a la Figura 16 on, a partir del model que mostra la imatge, es va obtenir la peça de material acrílic biocompatible.

Aquesta tècnica també és útil per reemplaçar teixits tous com per exemple pròtesis del pavelló auditiu [47]. També s'ha emprat en el tractament amb radiació per fabricar escuts de radiació personalitzats [48].

2.3 Fabricació de peces amb múltiples materials amb tecnologies de fabricació additiva.

Els materials de les peces que s'obtenen amb les tecnologies de prototipatge ràpid estan íntimament vinculats als principis en els quals es basen els mètodes per anar construint les diferents capes. Per això cada un presenta limitacions específiques. Aquestes limitacions són encara més grans quan es tracta d'obtenir peces amb diversos materials simultàniament. Tot seguit s'estudia l'estat de l'art en l'aplicació de tecnologies de prototipatge ràpid amb múltiples materials.

L'interès en poder obtenir peces amb múltiples materials simultàniament s'ha detectat fonamentalment amb dues finalitats. Per una banda quan es tracta de fer peces amb materials compostos, els anomenats compòsits, com per exemple plàstic barrejat amb ceràmica, tal com s'ha vist que avui dia permeten de fer filaments especials en la tecnologia FFF. Per una altra quan es tracta d'obtenir al mateix temps varies peces unides o encaixades entre elles, cada una d'un material diferent. Hi ha una potencial tercera aplicació que és l'obtenció de peces que variïn progressivament de material en diferents zones de la mateixa peça en la fabricació de peces de compòsits, el que es coneix com a materials de funcionalitat amb gradació (*functionally graded materials*). Per exemple, un implant ossi que tingui porositat i composició metal·lúrgica diferenciada segons la zona a fi de comportar-se òptimament.

2.3.1 Peces de materials compostos.

En el cas d'obtenció de peces de materials compostos, Kumar i Kruth [5] han fet un estudi detallat de les possibilitats que ofereixen cada una de les tecnologies existents. Han trobat que s'ha aconseguit fabricar peces amb compòsits en les tecnologies de Fusió en llit de pols, Deposició de gotes en dues variants (Deposició de gotes de resina fotopolimeritzable i Aglomerat de pols en base a deposició d'adhesiu en gotes), Obtenció de Formes Acabades per Làser (LENS, *Laser Engineered Net Shaping*), Fabricació per superposició de làmines (LOM), Fotopolimerització induïda per làser (SLA), Fabricació per Filament Fos (FFF) i Consolidació per Ultrasons (*Ultrasonic Consolidation*). Tot seguit es fa una presentació resumida dels seus resultats.

En el cas de la Fusió en llit de pols, hi ha tres mètodes per obtenir compòsits. El primer és emprant pols que és composta per la barreja de diferents materials. Aquest és el mètode més habitual per obtenir un compòsit. S'ha emprat per exemple barrejant polímers amb ceràmica [49], compòsits de matriu metal·lica com Fe i grafit [50] o Fe, Ni i TiC [51] i compòsits de matriu ceràmica com Si-SiC [52].

El segon mètode consisteix en provocar reaccions in situ ja sigui emprant l'energia del làser per superar l'energia de reacció dels reactius, per exemple per a la formació de

compòsits de matriu metàl·lica basada en coure reforçats amb TiB_2 i TiC a partir d'una barreja de pols de Cu , Ti i B_4C [53]. o també es pot emprar el làser per disparar una reacció que ella mateixa genera prou energia per propagar-se, per exemple en processar SiC on la descomposició del SiC i la seva subseqüent reacció amb O_2 forma SiO_2 que uneix la resta del SiC [54].

El tercer mètode és l'obtenció de compòsits emprant un tractament al forn. Es pot fer de dues maneres, una és emprant el forn simplement per a la infiltració, per exemple per infiltrar plata en ceràmica superconductora ($Y_2BaCu_3O_{7-x}$) a alta temperatura [55], l'altre és emprant el forn per provocar reaccions químiques i infiltració al mateix temps, per exemple, a partir de SiC tractat amb resina fenòlica, al forn i infiltrat amb Si , la resina dóna lloc a carboni que reacciona amb part del Si donant lloc a SiC i finalment produeix un compòsit $Si-SiC$ [56].

Pel que fa a la Projecció de gotes de resina fotopolimeritzable (*Jetted Photopolymer*), s'ha comentat com hi ha tecnologia disponible que permet dipositar resines amb diferents característiques, combinant diferents colors, grau de transparència i opacitat, grau de flexibilitat i duresa, i grau de resistència. Aquesta tecnologia permet barrejar de forma controlada fins a sis materials diferents (assignant percentatges mitjançant programari específic, controlant l'assignació de característiques personalitzades a cada element volumètric o vòxel si s'escau). La possibilitat de fer un objecte per impressió 3D on aquestes característiques tinguin gradacions diferents al llarg d'aquest és força atractiva des del punt de vista de la present tesi, de forma que s'amplia la informació al respecte en el capítol corresponent a la impressió 3D amb líquids (apartat 5.2).

Pel que fa a l'Aglomerat de pols de guix en base a deposició d'adhesiu en gotes (Projecció d'aglomerant), aquesta tecnologia ofereix una oportunitat de controlar la composició del producte a base de projectar diferents materials emprant diferents broquets [57]. Aquests materials poden ser líquids o estar en suspensió al líquid i es pot controlar la quantitat dipositada per tal que variï de forma progressiva i obtenir materials amb propietats variables gradualment [58].

El procés d'Obtenció de Formes Acabades per Làser (LENS) es diferencia de la Fusió en llit de pols en la forma de dipositar la pols. Aquí la pols – sempre metàl·lica en aquesta tecnologia – es diposita a partir d'un broquet, per això a més de les possibilitats de la Fusió en llit de pols s'ha fet servir per dipositar diferents pols – titani amb un alt grau de puresa i carbur de titani – amb diversos broquets [59]. A la Figura 17 es visualitza el procés, on diversos broquets subministren pols al mateix temps que el làser la fon i s'uneix a la peça.

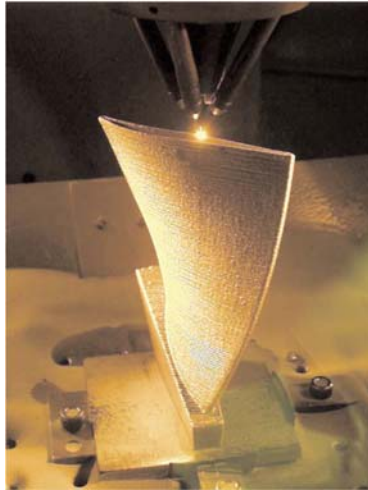


Figura 17. Fabricació d'una peça amb la tecnologia LENS. Font: [60].

En el cas de la Fabricació per superposició de làmines (LOM), l'oportunitat prové de canviar de material cada una de les capes, això s'ha fet servir per obtenir materials amb funcionalitats progressivament variables amb compòsits de TiC/Ni encara que aquest enfocament fa que el procés passi a ser difícil d'automatitzar [61].

En el cas de fotopolimerització induïda per làser (estereolitografia, SLA) per obtenir compòsits s'ha intentat a base d'afegir partícules o fibres en suspensió (malles de fibra de vidre no teixida, per exemple) al fotopolímer, però això provoca una sèrie de problemes com ara l'increment de la viscositat del fotopolímer, sedimentació de les partícules, formació de bombolles i disminució de l'absorció de llum, cosa que provoca la necessitat d'augmentar la durada del curat. Per tal de superar aquests problemes s'ha treballat en la substitució del líquid per una pasta [62].

Pel que fa al modelatge per tecnologia FFF, l'obtenció de peces de compòsits es basa en què els fils del material inicial estiguin formulats amb els composts desitjats, com per exemple mullita, sílice fosa i titani en matriu de polipropilè [63], o partícules de ferro en una matriu de poliamida [64].

La Consolidació per Ultrasons (UC) és una variant de la fabricació d'objectes per làmines, on les làmines són metàl·liques i s'uneixen soldant-les per ultrasons. En aquesta tecnologia s'han construït peces de compòsits reforçats amb fibres a base de partir de làmines i aprofitar la consolidació per tal que les fibres de carbur de silici (SiC) hi quedin atrapades [65].

2.3.2 Conjunts de peces amb múltiples materials.

La capacitat de les tecnologies de fabricació additiva per obtenir peces amb múltiples materials queda encara més limitada que les d'obtenir peces de materials compostos donat que només poden fer-ho aquelles tecnologies que permeten canviar el material durant la construcció de les peces. S'ha estudiat aquesta possibilitat amb les tecnologies de Projecció de gotes de resina fotopolimeritzable (*Jetted Photopolymer*), Aglomerat de pols en base a adhesiu en gotes, Obtenció de Formes Acabades per Làser (LENS), Fabricació d'objectes laminats per consolidació ultrasònica (UC) i per Fabricació per Filament Fos (FFF).

La fabricació de peces amb múltiples materials i més encara si es pretén que la mateixa peça estigui formada per diferents materials amb variació contínua de la composició al llarg de la peça (veure Figura 18) s'enfronta a la necessitat de nous desenvolupaments que han estudiat diversos autors en l'àmbit dels sistemes de CAD [66] i dels estàndards de fitxers d'intercanvi d'informació gràfica entre els sistemes CAD i les màquines [67]. Aquest treball es centra però en els aspectes dels equipaments de fabricació.

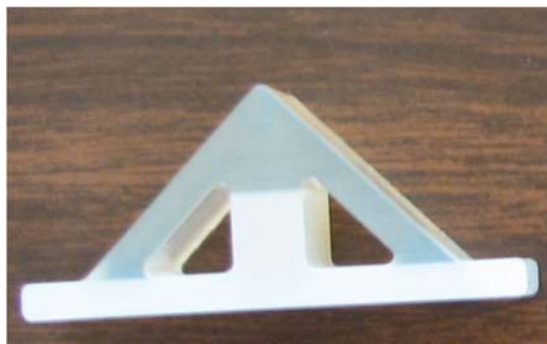


Figura 18. Estructura triangular bimatèrial fabricada per deposició de gotes. Font: [68].

La fabricació de peces de múltiples materials per projecció de gotes, es basa en el fet que la màquina disposi de capçals múltiples, un per cada tipus de material. Novament es cita a l'empresa Stratasys® com a desenvolupadora de la tecnologia PolyJet® que incorpora a les seves màquines Connex® i J750®, que projecten gotes de múltiples materials simultàniament. Com a observació, molts prototips d'entrenament i assaig quirúrgic han estat impresos en 3D amb aquesta tecnologia donades les característiques de color, transparència i duresa variable.

El cas de l'Agglomerat de pols de guix per deposició de gotes d'adhesiu deixa menys llibertat en el material final en només canviar l'adhesiu conservant la mateixa pols, però permet obtenir peces de diferents colors projectant junt amb l'adhesiu tinta dels colors primaris. Aquesta tecnologia permet combinar els colors primaris exactament igual com es fa en una impressora de tinta i obtenir la mateixa varietat de colors [69]. A la Figura 19 es pot observar un model obtingut amb aquesta tecnologia emprant aquesta la

màquina que comercialitza ZCorporation® – actualment 3DSYSTEMS® – on s’obté una àmplia gamma de colors.



Figura 19. Model acolorit en relleu de l’illa de Mallorca. Font: [69]

En la fabricació de peces per la tècnica de l’Obtenció de Formes Acabades per Làser (LENS), es poden fer servir diferents alimentadors de pols per dipositar localitzadament diferents tipus de pols i de barreges de pols [70] obtenint tant peces i conjunts de peces de diferents materials com peces de materials que canvien progressivament de composició. A la Figura 20 es pot observar una peça obtinguda amb aquesta tecnologia on s’ha dipositat materials diferents a les zones segons hagin de treballar a compressió o tracció [68].

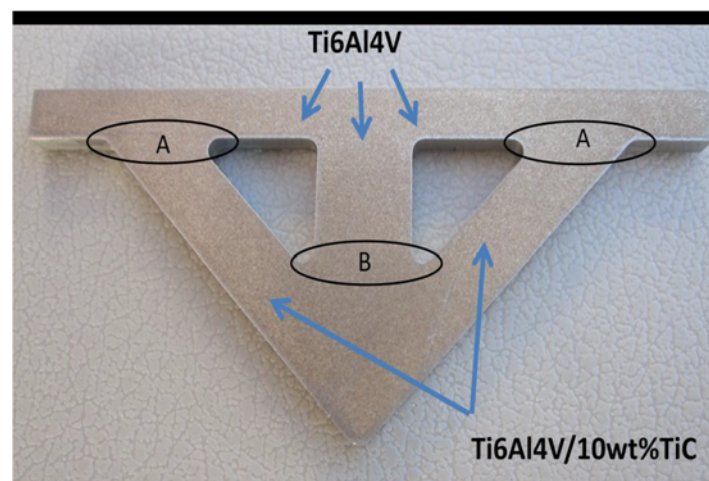


Figura 20. Peça de material dual obtinguda amb la tecnologia LENS. Font: [68].

També en aquesta darrera referència, i per al cas de la fabricació d’objectes laminats, Obielodan [68] ha estudiat la fabricació de peces multimaterial metàl·lica per consolidació ultrasònica: el canvi de material queda limitat al canvi d’una capa a la següent.

La Fabricació per Filament Fos (FFF) també permet fabricar conjunts de peces en diferents materials, sent aquest un punt clau en la present tesi donat que una via central

de recerca és la utilització d'aquesta tecnologia per fabricar prototips mimètics amb el cos humà, i per tant fet de peces de diferents materials. Tal com s'exposarà amb més amplitud al Capítol 4, en tots els casos es parteix de filaments diferents, i la diferenciació d'opcions es fa segons el procés que segueix fins a la seva deposició: un capçal únic amb diversos broquets per a cada filament, capçals independents per a cada filament, organització d'un filament constituït a trams de diversos filaments, barreja de filaments en un broquet... existint nombrosa recerca, patents i realitzacions industrials al voltant de tots aquests procediments. Com a mostra del que s'analitzarà, a la Figura 21 s'aprecia la capacitat d'una impressora 3D de doble capçal independent desenvolupada al CIM UPC (Sigma BCN3D®) per a realitzar un conjunt mecànic de dos materials diferents.



Figura 21. Manxa per a inflat realitzada per FFF usant dos filaments (PLA i TPU). Font: CIM UPC.

Aquestes possibilitats de la tecnologia FFF per als plàstics s'obren també pels metalls, tal com s'ha exposat a l'apartat de descripció d'aquesta tecnologia. Això té molt de sentit en l'actual evolució tecnològica de la impressió 3D amb metalls, que fins a dates ben recents ha requerit d'equips industrials sofisticats i cars. El motiu ha estat l'abordatge directe de l'obtenció de la peça metàl·lica, implicant làsers o canons d'electrons d'elevada potència, i sistemes de seguretat d'alt requeriments vinculats a l'ús de pols metàl·lica.

En l'actualitat s'està produint una explosió de noves tecnologies per als metalls, algunes esmentades als apartats 2.1.5 i 2.1.6. Es tracta de formar primer una peça 3D en metall però contenint aglomerant (entre d'altres formes, per deposició de líquid aglomerant en un llit de pols o per preparació prèvia a la deposició de pols de metall amb aglomerant), per posteriorment aconseguir la eliminació de l'aglomerant i consolidar una peça 100% metàl·lica en un forn de sinteritzat. S'aconsegueix l'abaratiment de l'equipament en portar la fusió a un forn industrial en lloc de sistemes làsers, i s'obre la possibilitat de treball en multimaterial. Algun d'aquests sistemes, tot just en primeres etapes d'exploració de conceptes o de primeres comercialitzacions, podrien tant proporcionar conjunts de peces metàl·liques diferents com peces úniques en diferents materials (i per tant estar també incloses a l'apartat anterior).

Pel que fa als sistemes més assimilables a la tecnologia FFF, dues companyies presenten ja sistemes en primers estadis de comercialització: es tracta de Desktop Metal® (Studio Metal®) i Markforged® (Metal X®). De moment, aquests sistemes no són estrictament multimaterials: un capçal s'alimenta de pols metàl·lica amb aglomerant (en format de pols o de barra) per facilitar la deposició a temperatura de fusió d'aquest aglomerant, i un segon capçal diposita material de suport per poder facilitar la formació de formes complexes. És només qüestió de temps que apareguin sistemes equivalents als que ja es troben per plàstic – o que senzillament el segon capçal faci també aportació d'un altre material metàl·lic, com es fa actualment a la Sigma de BCN3D segons el mostrat a la Figura 21 –, per a que es pugui parlar de tecnologia FFF multimetàl·lica.

3 Mimetisme de prototips fets per Fabricació Additiva respecte als teixits vius.

Els prototips fabricats amb impressió 3D actualment emprats per assajar operacions quirúrgiques tenen moltes limitacions respecte a la mimetització amb els teixits vius que pretenen reproduir. Les més rellevants són referides a la seva consistència, de forma que els prototips són molt més rígids i no permeten al cirurgià practicar amb ells com si es tractés d'un cos real. També hi ha limitacions quant a color i textures, sent molt comuns els prototips monomaterials i monocolors, coherents amb un estadi primerenc de les tecnologies d'impressió 3D. El resultat és que a data d'avui són més realistes, com es veurà, aquells prototips realitzats amb tecnologies tradicionals de modelisme, però que necessiten els temps i costos de fabricació dels sistemes artesanals.

La urgència de l'assaig condueix a usar el sistema més ràpid per disposar del model, i aquest és la impressió 3D o fabricació additiva, que permet passar en un temps mínim de la imatge DICOM a l'objecte real. Però la limitació d'aquests sistemes, rarament multimaterials o multicolors, fa que el resultat sigui limitat, malgrat que per als equips mèdics és millor un prototip amb imperfeccions que no disposar, com és la norma, de cap prototip.

La majoria d'ells es limiten a complir una funció passiva visual: dins d'aquest camp s'engloben, per exemple, els prototips impresos en 3D en materials com el guix, fets en una tecnologia que, això sí, pot proporcionar colors a la peça. El seu realisme formal, com si fos una fotografia tridimensional, té d'entrada interès per a qualsevol equip mèdic en les reunions prèvies a una intervenció encara que no sigui apte per a ser "operat", i és que actualment només disposen de la informació que visualitzen en pantalles (imatges per Tomografia Computeritzada TAC i Resonància Magnètica RM del pacient) per a conèixer a què s'enfronten.

En la present tesi el propòsit és anar molt més enllà, recercant els procediments d'impressió 3D susceptibles de proporcionar prototips als equips quirúrgics sobre la qual es pugui assajar de la manera més versemblant possible la intervenció que es considera arriscada i quin assaig ha de fer augmentar les possibilitats d'èxit, mesurable en diverses mètriques: reducció del temps en quiròfan, visualització prèvia d'artèries posicionades amb fidelitat respecte a la realitat dins del tumor; reducció del risc d'isquèmia (mort de teixit per falta d'oxigen) de teixit sa en identificar millor les subartèries que alimenten un tumor, tot evitant la interrupció del flux arterial de tot l'òrgan afectat pel tumor; avaluació del percentatge de tumor eliminable; millora de la coordinació de l'equip mèdic; comunicació prèvia/posterior amb pacient i família, etc. No serà el propòsit de la present tesi dur a terme aquestes mesures, més pròpies de tesis doctorals de caràcter més mèdic, però sí es recolliran dades indicades en altres recerques mèdiques que han tret profit dels progressos recollits en tesis de caràcter tecnològic com aquesta.

Deixant volar la imaginació, el límit en aquest camí seria produir un prototip de teixit viu, que fos exactament igual al que els metges trobarien a la taula d'operacions. I encara més enllà, que directament el prototip no fos usat per assajar sinó per substituir òrgans malalts. Molta recerca al voltant d'aquesta qüestió està en marxa [71], però els resultats són encara molt lluny per a l'objectiu fixat de disposar de prototips multimaterials accessibles per a l'assaig quirúrgic.

L'objectiu de fer habitual pels metges l'accés a prototips el més fidels possibles per a assajar operacions ja és prou ambiciós i té impacte directe en vides humanes, com ho va ser en els seu moment disposar de radiografies en una visita mèdica.

En els apartats d'aquest capítol es posa els fonaments per a obtenir prototips vàlids impresos en 3D: es tracta d'analitzar què vol dir mimetitzar teixit humà. El primer apartat mostra com ja existeixen models mimètics del cos humà per a ús mèdic: es tracta de models generals, fets sovint amb procediments artesanals o industrials clàssics, i s'utilitzen per a la formació mèdica. El seu cost és elevat i el seu propòsit generalista els allunyen de ser aptes per a l'assaig quirúrgic previ d'un cas concret. Però d'una banda donen molta informació respecte a l'objectiu de mimetitzar teixit viu, i per altra banda ja comencen a integrar procediments de fabricació digital i impressió 3D.

Seguidament s'establiran les característiques dels teixits vius que són rellevants de cara a la mimetització, que inclouran les observacions fetes pels cirurgians en els models d'entrenament quirúrgic, i que permetran controlar el grau de mimetització dels prototips d'assaig quirúrgic en utilitzar materials a processar per impressió 3D.

Entre aquests paràmetres de caracterització es donarà importància als considerats útils per a la mimetització de teixit tou: mòdul elàstic, duresa,... a fi de guiar posteriorment la selecció dels materials constitutius dels prototips d'assaig quirúrgic.

En el darrer punt s'exposen els paràmetres més propis dels prototips que caldrà igualment tenir en compte per a que l'assaig sigui satisfactori: des dels riscos en la seva manipulació a la possibilitat o no de ser esterilitzats per a ser introduïts als quiròfan, un requeriment que no tots els materials compleixen.

3.1 Models d'entrenament, l'antecedent dels prototips quirúrgics

La present recerca té les seves arrels en la necessitat mèdica d'afrontar una intervenció quirúrgica amb la màxima preparació prèvia possible. Històricament, els metges han usat tota mena de mitjans per a aquest objectiu. Una bona descripció d'aquests es pot trobar a [72]. L'objectiu dels models de simulació que s'han posat a l'abast de la pràctica mèdica ha estat, essencialment, la formació dels futurs cirurgians mitjançant l'entrenament quirúrgic. I malgrat que la present recerca s'orienta a prototips que reproduïxin casos concrets per a preparar intervencions quirúrgiques, la praxis en l'elaboració d'aquests models de simulació per a finalitats formatives és d'utilitat i representa un antecedent del que es pretén.

3.1.1 Models d'entrenament i models d'assaig quirúrgic

Els models d'entrenament són aquells prototips que representen una part del cos humà i que són utilitzat per formar als equips mèdics en la seva futura tasca professional. Acostumen a representar un cas general, i l'ús de models fabricats permet avantatges respecte als dos mètodes habituals de formació: amb cadàvers o sobre pacients reals.

Els models d'assaig quirúrgic són en canvi models també d'una part del cos humà però personalitzada, doncs reproduceix un subjecte concret sobre el qual s'ha d'abordar una intervenció. En aquest cas, la impressió 3D basada en la informació DICOM del pacient és imprescindible, i no ha estat sinó a partir de la invenció de la Fabricació Additiva que aquests prototips han estat possibles, limitant-se la preparació quirúrgica a la inspecció del pacient per qualsevol dels mitjans habituals com l'estudi de les imatges DICOM i les intervencions d'exploració preoperatòria.

Entre els models d'entrenament i els models d'assaig quirúrgic hi ha una sèrie de punts comuns (recerca de verisme en la seva manipulació) i altres de divergents (finalitat mèdica diferenciada). A continuació s'analitzen amb més profunditat.

Punts de divergència:

- En els models de simulació per a entrenament quirúrgic es busca que siguin útils per a assimilar habilitats, i que permetin “deixar constància” de l'adquisició d'aquestes habilitats a efectes curriculars. A més, els models adopten les més diverses formes, no tenen per què consistir en un model fabricat amb voluntat de mimetització: pot ser immaterial – com un sistema de realitat virtual amb dispositius hàptics –, o biològic – com teixit mort sobre el que es practica (animals i cadàvers humans) –, i fins i tot animals vius o extremitats humanes isquèmiques on, per exemple, prèviament a l'amputació s'aprofita per a que els estudiants practiquin cateterismes. En qualsevol cas, els models fabricats – phantoms en terminologia mèdica – serien

el referent a considerar, i la mimetització no es basa en un cas concret de pacient sinó en un de general per practicar les més diverses tipologies de cirurgia o procediments mèdics.

- En canvi, un model per facilitar l'assaig d'intervencions quirúrgiques està orientat a ser útil en la valoració de les oportunitats i riscos de la intervenció quirúrgica concreta a desenvolupar, i només és útil per a aquesta. L'assaig el fan mans expertes que no busquen entrenar cap procediment usant el model, sinó que volen augmentar la qualitat de la intervenció posterior programada. No té cap sentit llavors parlar d'un model general sinó que només pot ser la recreació dels teixits del pacient que se sotmetrà a la posterior intervenció, i per a això cal partir de les imatges mèdiques tridimensionals procedents de TAC i RM del pacient, i de pocs dies abans donat que, per exemple, el tumor pot haver evolucionat. La única alternativa a aquest prototip seria un visualitzador de realitat virtual d'alta fidelitat amb resposta física (dispositius hàptics) que es pogués programar cada vegada amb la informació d'imatges mèdiques del cas concret a assajar. Això pot ser objecte d'una altra línia de recerca malgrat s'estimi que suposaria uns nivells de cost incompatibles amb la pretensió d'accessibilitat i extensió de l'ús del prototipatge que es posa com a requeriment a la present recerca.

Com a punt d'interès comú entre els simuladors d'entrenament quirúrgic i els models per a preparació d'intervencions es troba el desig de màxim verisme en el model, a fi que hi hagi la “mínima distància” amb la realitat del cos humà. Aquest verisme es busca tant en l'aparença física com del comportament del model davant l'acció del metge i del seu instrumental.

D'aquesta recerca del verisme interessa per tant conèixer en quin punt es troben les solucions aportades pels models fabricats industrialment per a entrenament quirúrgic, servint de referència de cara a aquells materials i procediments de possible aplicació per a l'obtenció de models d'assaig d'intervencions.

3.1.2 Característiques dels models d'entrenament quirúrgic

La fabricació de models per a entrenament quirúrgic la duen a terme empreses especialitzades. Com a exemple es pot citar a Limbs&Things, fundada al 1990 (veure Figura 22) i entre els seus primers productes es troben models de teixit tou sintètic contenint patologies com varicoceles i hematomes perianals. Més endavant, la puixança de la cirurgia mínima invasiva (laparoscòpia) va portar a la fabricació de models per a entrenament d'abdomen i pelvis amb referències anatòmiques i components interns representant òrgans simulats amb força realisme.

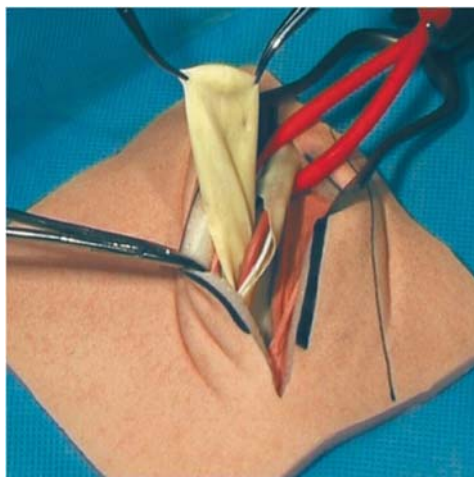


Figura 22. Model per a l'entrenament de la cirurgia de l'hèrnia inguinal oberta. Font: [73].

Un altre exemple és Syndaver®, quina marca SynTissue™ respon a teixits artificials fets sobre la base de comportar-se tal com ho fan els teixits vius en els assaigs als que són sotmesos. Reprodueixen per tant els valors de mòdul elàstic, resistència a l'abrasió, força de penetració, coeficient de fricció, conductivitat tèrmica, constant dielèctrica... a fi que la interacció amb l'instrumental sigui el més semblant possible [74].

A continuació, s'exposen les formes de fabricació d'aquests models d'entrenament. Es tracta de tècniques tradicionals basades en models artesanals i motlles en els quals es conformen polímers per colada o injecció. La fabricació additiva no ha format fins ara part del procés, i tot just es comencen a realitzar petites peces per impressió 3D de forma directa, així com motlles impresos en 3D per a fer peces de precisió. En qualsevol cas, per a sèries llargues de producte on no es requereix la personalització que la impressió 3D permet, les tecnologies tradicionals encara són molt presents. Això no vol dir que hagin de ser productes econòmics, i a la Figura 23 es mostra un model de tors per a aprendre, entre d'altres coses, a identificar els teixits en procediments no invasius (RM, TAC, ultrasons) i que té un preu aproximat de 8.300 €.

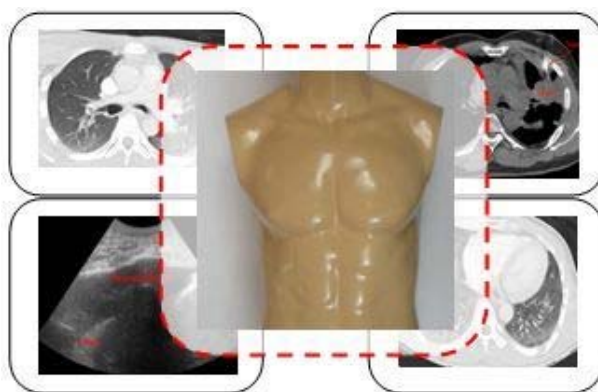


Figura 23. Model de Tors per a entrenament mèdic. Font: [75].

Les característiques d'aquests models per a entrenament són en molts casos traslladables com a requeriment als models per a assaig quirúrgic a obtenir per impressió 3D multimaterial.

Què es mimetitza

En primer lloc, hi ha els elements i teixits que busquen mimetitzar. Hi ha models d'entrenament incorporant aquells que també es trobarien a l'entorn del tumor quina extracció es vol assajar. Una llista no exhaustiva seria: pulmons, cor, fetge, pàncrees, esòfag, tràquea i bronquis, artèries i venes principals (aorta, vena cava inferior i superior, artèries i venes dels diferents òrgans –pulmonars, renals, hepàtiques), així com artèries i venes que estiguin dins o a les proximitats del tumor, i en general les diferents tipologies de teixit que es troben al cos humà: muscular, ossi, cartilaginós, lax, adipós, ganglis, nervis... A la Figura 24, el maniquí que es mostra té per objectiu que el metge en formació percebi que està davant d'un cadàver real. Els materials usats, no revelats, són basats en polímers, silicones i hidrogels.



Figura 24. Cadàver sintètic de Syndaver® per a entrenament mèdic. Font: [74].

Realisme en la interacció

Seguidament, hi ha l'aspecte central de la interacció dels elements i teixits d'aquests models amb l'instrumental quirúrgic, que es pretén sigui el més realista possible. En el cas dels models d'entrenament aquesta interacció pot començar i acabar amb la sensació que percep el metge quan l'agulla penetra el teixit simulant la pell. Però en el cas de models d'assaig es pot estendre a les sensacions de la interacció entre els teixits mimetitzats i un ampli rang d'instrumental que convindrà acotar. Una altra d'aquestes interaccions és la que els models d'entrenament de cateterisme miren d'incorporar, consistent en la percepció de la fricció del catèter per dins del vas sanguini. En el cas dels models d'assaig quirúrgic, allunyats del món del cateterisme, aquesta necessitat no es té però, per exemple, pot ser útil que, quan un instrument aparta material per accedir a una zona oculta, la sensació de fricció sigui la mateixa.

També interessa a tots dos tipus de models la percepció de la resistència i l'elasticitat dels materials, o la percepció que el cirurgià té quan retira la força que aplica l'instrument que duu i el teixit recupera en una determinada mesura i velocitat la seva forma original (histèresi).

Es pot afegir la interacció realista entre els diversos teixits, que permeti donar la sensació de que s'està davant de teixit viu, com per exemple el moviment realista de capes de teixit adipós i membranes damunt d'òrgans.

Velocitat del so i característiques biomecàniques derivades

Hi ha altres paràmetres com la velocitat del so o l'atenuació de les ones electromagnètiques en travessar els materials que formen els diferents elements que són de la més gran importància en models d'entrenament quirúrgic com el mostrat a la Figura 23, doncs es dissenyen i fabriquen per a que es comportin d'igual forma que el teixit viu en les proves de tomografies (CT), ressonància magnètica (RM) i ultrasons (ecografies). Els metges aprenen així a familiaritzar-se amb aquestes eines de visualització. També les empreses fabricants de sistemes de visualització basats en ultrasons utilitzen models mimètics pel que fa a velocitat del so basats en hidrogels per a recerca i desenvolupament, evitant experimentar amb animals o cadàvers humans [76, 77].

Aquesta velocitat del so és alta en els sòlids, mitja en els líquids, i baixa en els gasos. En el teixit humà es situa a la franja de 1460 m/s a 1650 m/s [78].

A la Taula 1, es mostren els valors de la velocitat del so (considerant ona longitudinal) per a alguns teixits rellevants:

Taula 1. Velocitat del so en diferents teixits del cos humà. Font: [79],[80].

Teixit	Velocitat del so (valor mig) (m/s)
Pulmó (inflat)	949,3
Teixit adipós	1.440,2
Pulmó (desinflat)	1.500
Pit teixit fibroglandular	1.505
Fetge	1.549
Cervell matèria blanca	1.552,5
Glàndula Paròtide	1.559,5
Ronyó	1.564
Paret vas sanguini	1.569,1
Múscul	1.585
Pàncrees	1.591
Pell	1.624
Cartílag	1.639,6
Os esponjós	2.117,5
Os cortical	3.514,9

Aparentment no hi ha cap necessitat de mimetitzar la velocitat del so en els prototips d'assaig quirúrgic, però la forma gràcies a la qual el so travessa a una determinada velocitat els models d'entrenament és mercès a una constitució física (consistència, viscoelasticitat, duresa, etc.) que probablement els hi proporciona una aparença més real, i això sí val la pena traslladar-ho als models d'assaig quirúrgic. Així, la velocitat del so s'associa a la densitat del medi i a la seva rigidesa [81, 82]. Donat aquest fet, més endavant es considerarà l'obtenció del mòdul elàstic dels teixits vius a partir de la velocitat del so i la seva densitat.

La recerca en aquesta línia és molt intensa i amb molts exemples d'interès [83], com ara ajustant la composició d'un hidrogel per a simular el comportament acústic del fetge. En resum, de cara a la present recerca el seu valor és que la utilització d'hidrogels en els prototips mimètics té un aval previ en el camp dels sistemes de visualització de teixit viu.

Una derivada de l'efecte del so en els teixits vius que es detalla més endavant, és la utilització d'aquest per a generar, mitjançant tècniques d'ultrasons i ressonància magnètica, imatges mèdiques elastogràfiques on s'observen mapejades les característiques viscoelàstiques dels teixits vius, incloent mòduls elàstics longitudinals i transversals [84]. La informació disponible al respecte és un camí més per a establir paràmetres que facilitin la mimetització de teixits tous.

El verisme que aporten els fluids

Un punt complex, però imprescindible per al desitjat verisme, és l'ús de fluids: els models d'entrenament inclouen fluids interiors molt diversos, i com a “consumibles” es troben a la venda líquids que reproduïxen la sang o fluids abdominals i toràcics. L'aplicació de fluids en els models d'assaig quirúrgic és un requeriment més de mimetització, i s'assumeix que, a partir de cert valor de viscoelasticitat o consistència, no serà oportú usar la impressió 3D en fer-se inviable pel risc de col·lapse derivat de la metodologia de fabricació per superposició de capes. L'addició de líquids s'haurà de fer amb posterioritat a la impressió 3D, i aquesta ha de preveure llavors la materialització de “dipòsits” (com ara trams de vasos sanguinis tancats) en els que injectar fluid.

Finalment hi ha factors derivats del fet que es tracta de materials artificials:

- Cal usar materials inerts i no tòxics, que no provoquin al·lèrgies. Hi ha models d'entrenament als que se'ls dona un acabat brillant per recobrir de forma no tòxica els polímers emprats.
- Els procediments de fabricació i els materials de fabricació han de ser el més avançats possible, evitant solucions precàries. No hauria de ser vàlid, per exemple, reproduir òrgans o tumors amb vasos usant simples tubs estàndards embeguts en silicona emmotllada. D'aquí els elevats costos dels models d'entrenament en la fabricació seriada, on cal usar polímers formulats a mida, i les oportunitats en un futur no molt llunyà que pot aportar la fabricació additiva, tant per models d'assaig quirúrgic, en els quals es centra aquesta tesi, com per a models d'entrenament quirúrgic.

3.1.3 Models d'entrenament quirúrgic i impressió 3D

En aquest sentit, s'han trobat treballs de recerca recents que demostren la utilitat d'usar la fabricació additiva per, de forma indirecta si més no, obtenir models d'entrenament quirúrgic amb molta versemblança. A [85] es mostra la fabricació i utilització d'un model realista per a practicar una nefrectomia parcial assistida per robot. En aquest model, els òrgans tous com el ronyó es materialitzen mitjançant el procediment que es detalla en els següents paràgrafs i Figures 25 a 29.

A partir de les imatges DICOM, es modelitza el ronyó i es dissenyen les dues meitats d'un motlle que l'englobaria, per a continuació ser impreses en una impressora 3D de tipus FFF de sobretaula de baix cost (veure Figura 25).

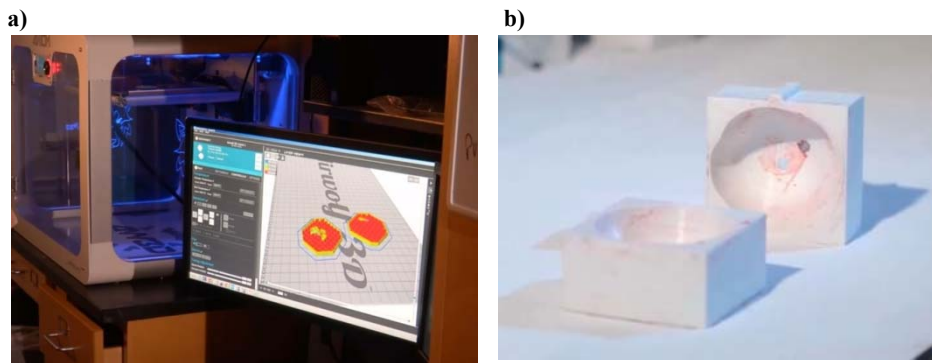


Figura 25. a) Preparació CAD i impressió 3D en tecnologia FFF de motlle per a prototip d'òrgan. b) Motlle de l'òrgan, fet a partir de filament plàstic. Font: [86].

Seguidament, es prepara com a material constitutiu un hidrogel basat en Polivinil Alcohol (PVA), un element usat com es veurà per a materialitzar suports solubles en aigua en peces de geometria complexa impreses en tecnologia FFF. La polimerització es pot graduar induint la reticulació mitjançant cicles de congelació/descongelació, regulant la rigidesa que tindrà l'hidrogel i donant-li la consistència que més s'aproxima a l'òrgan real. Per a això, el contingut d'aigua a l'hidrogel és aproximadament un 70%, obtenint-se un material de pes similar a l'òrgan que es replica. Tot i que l'hidrogel és de partida transparent, se li pot afegir pigment per augmentar el verisme (veure Figura 26).

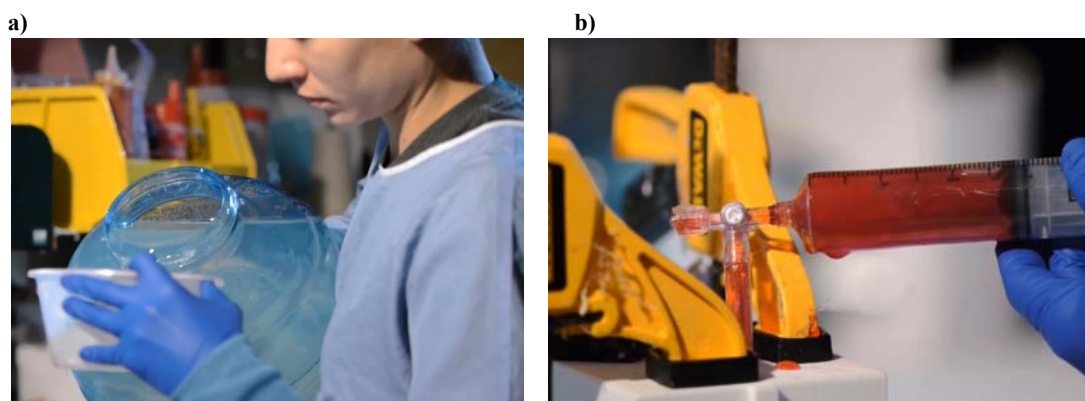


Figura 26. a) Preparació de l'hidrogel. b) Injecció d'hidrogel condicionat i tintat en el motlle imprès anteriorment. Font: [86].

Es preparen llavors tubs plàstics i capil·lars que seran disposats dins del motlle, i absorbits dins de l'hidrogel que omplirà la cavitat (veure Figura 27). Es tindrà així una aproximació al sistema vascular de l'òrgan. Aquest procediment mostra la feblesa del mètode si és que es vol anar més enllà d'un model per a entrenament: no sembla possible reproduir amb aquest sistema la ubicació exacta dels vasos sanguinis dins d'un tumor, un paràmetre bàsic si es volen models d'assaig quirúrgic personalitzats.

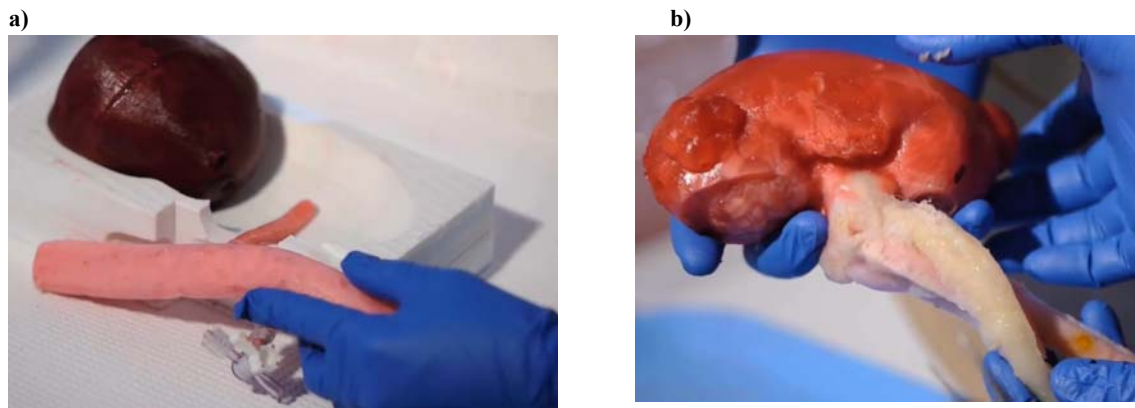


Figura 27. a) Posicionat en motlle de peces prèviament obtingudes per emmotllament. b) Prototip multimaterial obtingut un cop tancat el motlle i injectat un hidrogel. Font: [86].

El mètode de fabricació d'aquest model d'entrenament mostra la factibilitat de disposar de models multimaterials i multicolors que incloguin receptacles i vasos interiors, que s'emplenen amb tintes per simular sagnat en cas de tall, tot combinant materials tous (per simular òrgans) i rígids (per simular óssos), i controlant la consistència de cada element associant el material i mètode de processat més adient. El verisme aconseguit pot ser molt notable (veure la Figura 28), i en el cas d'entrenament quirúrgic mitjançant robots – on la visualització es fa per pantalla –, els estudiants novells no aprecien diferències amb els teixits reals.

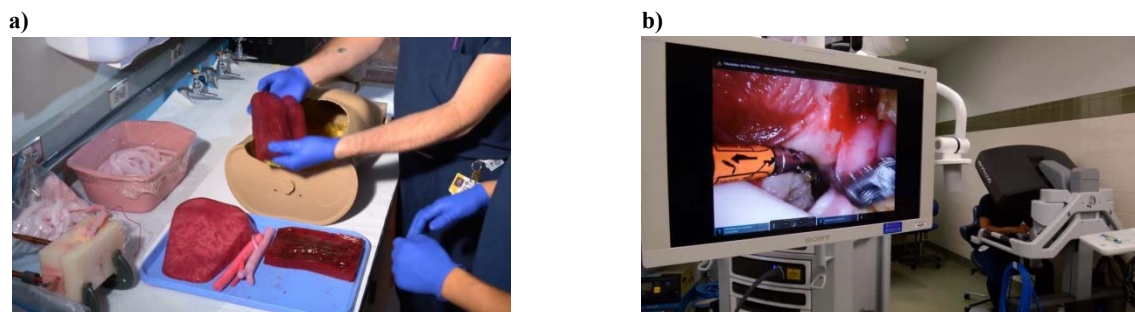


Figura 28. a) Disposició dins d'un tors artificial dels per entrenar el procediment de nefrectomia parcial. b) Entrenament assistit per robot. Font: [86].

Un altre cas d'interès que creua la línia dels models d'entrenament quirúrgic per entrar al camp dels prototips d'assaig preoperatoris és el que mostra la col·laboració, presentada en novembre del 2015 [87] entre un conegut estudi d'efectes especials per a sèries i cinema (Fractured FX®) i un hospital (Boston Children's Hospital, BCH). En aquesta col·laboració, l'estudi aporta la seva experiència en els mitjans tècnics i materials per aconseguir verisme en els models; i l'hospital indica els requeriments per a aquest verisme i valida la seva consecució.

El punt de partida de l'hospital era la utilització de simuladors per a entrenament mèdic des de feia anys, i constataren la limitació referida a materials, tacte i sensació de

verisme: els models d'entrenament quirúrgic no els proporcionaven el *feedback* hàptic desitjat, com ara la sensació que experimenta el metge quan fa avançar algun instrument a través de capes de teixits.

Van decidir incorporar el “toc de Hollywood” per recrear parts del cos humà, i a través de diverses iteracions amb l'empresa Fractured FX® – on els hi explicitaven com els teixits es comporten, quines necessitats de relació entre aquests calien per cada cas...– van aconseguir models molt realistes (veure Figura 29), amb referències anatòmiques correctes, amb músculs que semblaven i es dilataven com a tals, i que els va permetre augmentar la qualitat de l'entrenament quirúrgic. El treball conjunt va suposar desenvolupar materials que milloressin tant la percepció òptica com de comportament del model, i proves dutes a terme per cirurgians en aquestes iteracions de desenvolupament van permetre indicar allò que no anava bé, com quines zones no transmetien un bon tacte, ja fos massa tou o dur.

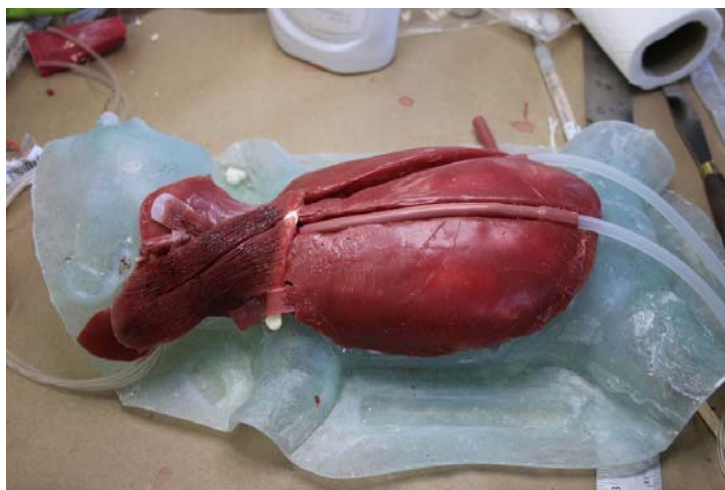


Figura 29. Model d'entrenament quirúrgic per a pràctica endoscòpica d'alt risc fruit de la col·laboració entre el BCH i Fractured FX. Font: [87].

A data d'avui, i derivat de col·laboracions com aquestes, el Boston Children's Hospital incorpora un servei (obert a qualsevol hospital) de disseny i fabricació de models d'entrenament a mida dins del seu programa SIMPeds®. I tant l'hospital com l'estudi d'efectes especials progressen en la incorporació de tecnologies d'impressió 3D, sent el seu nivell d'incorporació similar al presentat a l'anterior cas: és a dir, limitat a components rígids o a la fabricació de motlles on colar materials tous.

Tal i com s'indicava al principi de l'apartat, el camp dels models quirúrgics d'entrenament, on existeix recerca realitzada junt amb experiències pràctiques i materials a l'abast, ajuda a demostrar que la mimetització de teixit viu no sols és possible sinó que ja s'utilitza a l'àmbit mèdic per a formar els futurs metges.

Els models d'entrenament quirúrgic posen de relleu que, per avançar en els objectius de la present recerca, convé explicitar les característiques d'interès dels teixits vius de cara a la seva mimetització per materials artificials, i així es fa en el següent apartat 3.2. D'aquesta forma es consideraran, des del punt de vista de la mimetització, materials que puguin ser processats per impressió 3D.

Com s'ha vist, alguns models d'entrenament quirúrgic aconseguixen un excel·lent grau de mimetització, en part facilitada per l'incipient aplicació de la impressió 3D en motlles basats en imatges mèdiques reals. Però és només amb l'ús directe de la fabricació additiva que, superant els sistemes artesanals mostrats, es reproduiran casos particulars amb fidelitat en un temps breu i cost limitat, fent possible l'aplicació sistemàtica de models mimètics per a l'assaig previ d'operacions quirúrgiques.

3.2 Requeriments d'interès en la mimetització de teixit viu

Per a establir quins requeriments són rellevants en els teixits vius si es volen obtenir bons prototips d'assaig, el primer pas és estudiar els teixits del cos humà des dels ulls de l'enginyeria.

Aquest ha d'interpretar les característiques físiques que intervenen en la percepció del cirurgià en el transcurs d'una intervenció. En resum, són les característiques que, com s'ha comentat, farien que el cirurgià pogués tenir l'experiència més similar possible a la real en assajar la intervenció sobre un prototip.

En les entrevistes mantingudes amb els cirurgians de l'hospital Sant Joan de Déu – principalment el Dr. Lucas Krauel, cirurgià d'oncologia pediàtrica –, la definició sobre com ha de ser un prototip sobre el qual assajar una intervenció quirúrgica ha donat com a resultat una sèrie de requeriments genèrics al voltant de diverses característiques: color, consistència, elasticitat de vasos i nervis, comportament hemodinàmic...

3.2.1 Color

Pel que fa al color – la característica més rellevant en la impressió 3D quan es pensa en diversos materials – l'assignació de colors diferents segons el teixit és d'interès, però no des del punt de vista de la fidelitat absoluta sinó de la varietat i diferenciació. Un exemple molt clar és la modelització d'un tumor amb material transparent, que és d'interès encara que no sigui fidel a la realitat: a l'assaig es visualitzen els vasos sanguinis que convindrà evitar de seccionar a l'operació real.

La varietat de color és un vector molt important en el desenvolupament de la impressió 3D per tecnologia FFF, i s'ha fet prospecció sobre com les impressores 3D de tecnologia FFF aporten a la vegada diversos materials per obtenir models multicolors. El problema no és tant la disponibilitat de materials de diferents colors sinó com s'aconsegueix que en un equip pugui proporcionar prototips de més d'un color.

3.2.2 Consistència. Hidratació dels teixits i comportament dual.

De manera idèntica al que s'ha exposat per als models d'entrenament quirúrgic, el cirurgià té necessitat de que membranes, múscles i vasos sanguinis que ha d'apartar quan resecciona un tumor no siguin rígids, inclús que cadascun d'ells ho sigui en diferent mesura. Aquesta necessitat de consistència variable, a mesurar amb algun o alguns paràmetres propis de l'enginyeria, és potser la més important per a la qualitat de l'assaig a dur a terme.

Així, una primera observació és constatar que els teixits tous que es voldran mimetitzar tenen un comportament viscoelàstic [88] que significa que el seu comportament mecànic depèn del temps i d'estats de tensió-deformació passats (viscos) i es té una correlació entre tensió i deformació (elàstic).

Anant a l'arrel d'aquest comportament, els teixits tous connectius (com el lax i l'adipós) disposen d'una matriu extracel·lular altament hidratada per aigua, glicosaminoglicans (com l'àcid hialurònic) i glicoproteïnes (com el col·lagen, l'elastina o la fibronectina). Aquest elevat grau d'hydratació és el factor determinant del comportament viscoelàstic, i els fa aptes per a la seva funció de ser prou resilents com per absorbir forces macro i microscòpiques, i deformar-se sense patir dany tot mantenint les funcions assignades.

En altres teixits tous com músculs, vasos sanguinis o òrgans (fetge, ronyó...) la presència d'aigua no és tan elevada però sí suficient com per a que el seu comportament ho reflecteixi, com per exemple la forma de fer front a esforços: si s'aplica una força en una regió limitada del teixit, l'aigua continguda en aquest facilita la deformació sense que la tensió sigui massa alta, de manera que l'esforç es dissipa ràpidament i zones molt properes al punt d'aplicació no el perceben. En canvi, quan es sotmet al teixit a un esforç global, l'aigua actua com a fluid incompressible, i la resistència a la deformació és dispare.

Es tracta de disposar de materials que en els prototips d'assaig reproduïxin aquest comportament "dual" dels teixits vius, doncs seran sotmesos tant a esforços locals com globals mitjançant l'instrumental quirúrgic. Quan un bisturí interactua amb un tumor, la percepció del cirurgià ha de correspondre al comportament del teixit en ser sotmès a una indentació: amb poc esforç hi haurà una gran deformació. D'altra banda, quan unes pinces aparten masses de teixits, o estirin un vas sanguini per apartar-lo, la percepció correspon a la que es produeix quan el teixit viu es sotmet a un assaig tensió-deformació: el teixit, sotmès ja a una considerable tensió prèvia, ja no es deformarà tant amb un increment d'esforç igual al que s'aplicava quan era local. Malgrat aquesta observació, el nivell d'exigència que planteja aquest fet porta a prioritzar la mimetització de l'esforç local, que serà el més habitual.

3.2.3 Limitacions de la caracterització de materials i dels prototips d'assaig

Traslladant aquestes observacions a la descripció del comportament mecànic de teixits tous, es pot concloure que la combinació del comportament viscoelàstic i de la diferenciació de comportament segons el nivell (local o global) d'aplicació d'esforç fa que la mesura de propietats com ara el Mòdul de Young revesteixi més dificultat que la mesura amb materials metàl·lics.

Aquesta dificultat per a caracteritzar els teixits tous, junt amb les limitacions en l'arc de materials utilitzable per diferents tecnologies d'impressió 3D amb voluntat de mimetitzar el teixit viu, fa que fins a la data present es toleri, per exemple, que els ossos i òrgans propers a un tumor es modelin en el prototip amb un únic material rígid, reservant l'aplicació d'un material més tou per a representar el tumor del qual s'ha d'assajar la seva resecció. Això, a l'entorn mèdic vinculat a l'assaig d'operacions, ja li suposa un pas endavant molt considerable en partir del no-res, mentre que per a l'entorn de l'entrenament quirúrgic seria possiblement intolerable.

El fet, però, que actualment no es sigui exigent amb la mimetització dels prototips d'assaig quirúrgic no significa que aquesta hagi de ser teòricament perfecta per a realitzar un bon assaig de cirurgia oncològica. Per exemple, a l'assaig d'una resecció de tumor cal també prototipar ossos com elements de referència. Aquests es modelitzen amb qualsevol material rígid com ara el filament de plàstic d'ús habitual que utilitzen moltes impressores 3D basat en àcid polilàctic (PLA). Aquesta mimetització "dolenta" de l'os li resultarà indiferent a l'equip mèdic, que no precisa que cap instrumental quirúrgic interactui amb teixit ossi.

Evidentment, això no serà cert si la intervenció quirúrgica implica el treball sobre teixit ossi i es vol un assaig previ el més semblant possible. En aquest cas, la reproducció de l'os s'hauria de fer usant un material que mimetizi bé les característiques biomecàniques o que provoqui en el cirurgià una percepció similar en tallar-lo amb el mateix instrumental amb que ho faria sobre un os real.

I és que, més enllà de paràmetres amb que es puguin caracteritzar els teixits vius, és l'instrumental quirúrgic amb que es treballa al quiròfan el que condiona de forma clau la percepció del grau de mimetisme del prototip. És l'element intermedi entre les mans del cirurgià i el teixit viu sobre el que es treballa. És un tòpic l'afirmació que els cirurgians veuen a través de les mans, i de fet ho fan a través de l'instrumental amb que treballen.

Tornant a l'àmbit de la resecció de tumors, a la intervenció hi participen moltes eines, i serà indiferent que un material industrial no tingui les mateixes característiques que el teixit viu al qual emula si és capaç de que el cirurgià percebi que es comporta com aquest en ser-li aplicat el mateix instrumental.

Com a conclusió, el prototip servirà de ben poc si el teixit del qual es farà la resecció no és prou tou com per ser tallat amb bisturí i instruments equivalents. Si el prototip és rígid, només servirà de model de discussió entre l'equip en la preparació de la intervenció, però no serà una eina d'assaig. Modelitzar el tumor amb material tou és, llavors, el requeriment mínim del cirurgià que desitja assajar la seva extracció.

Els antecedents de la present recerca basades en les experiències de modelat de prototips per a assaig de cirurgia oncològica fetes pel doctorand per a l'Hospital Sant

Joan de Déu de Barcelona han implicat la materialització de models de tumors tous (sense quantificació numèrica d'aquest concepte de “tou” entre realitat i model), envoltats per la resta d'elements fabricats amb materials rígids. La investigació feta al present treball posa de relleu les oportunitats de millorar l'estat actual de l'art: es fa necessària recerca complementària en caracterització i mimetització de teixits per modelar no sols millor els tumors sinó els elements que l'envolten, millorant de manera radical la qualitat d'aquest assaig.

3.3 Caracterització dels teixits vius

S'ha constatat un cert “caos” en la definició del que suposa parlar de consistència tova dels teixits, que sembla el punt central quan en molts indrets es parla de mimetització i que per tant és clau en la caracterització dels teixits vius.

Entre els paràmetres de caracterització dels teixits tous d'utilitat per a objectivar la mimetització, es troba el mòdul de Young obtingut per indentació, però també la mesura de la duresa obtinguda amb mesuradors d'escala Shore que es mostren més endavant. I a més s'ha trobat altres indicadors i mètodes procedents del món de la indústria alimentària, com els que mesuren la consistència de gelatines o carn.

En les properes planes d'aquest apartat es donaran referències bibliogràfiques de treballs de recerca que, de forma dispersa, recullen valors de tots aquests paràmetres per a diferents teixits del cos: es troba a faltar una recerca sistemàtica destinada a aquesta caracterització orientada a guiar una posterior mimetització. Això és coherent amb l'empirisme amb que fins ara s'ha tractat la qüestió, i on els avenços concrets són treballs pràctics basats en la iteració, i on entre els participants no hi ha investigadors del món de l'enginyeria de materials per a guiar, accelerar i optimitzar les solucions que són necessàries.

Així doncs, en propers subapartats es posa en ordre la informació disponible de cara a que el pas a la selecció i aplicació de materials per a la impressió 3D es faci amb la màxima coherència possible, i es deixa el camí obert a que la recerca en enginyeria biomèdica pugui fer les aportacions que completin les llacunes detectades.

S'ha constatat la distància entre els mons de l'enginyeria i el mèdic, i s'han seleccionat els paràmetres que s'han estimat rellevants per a la mimetització i que d'altra banda han estat factibles de trobar informació centrada en teixits vius. En aquesta simplificació s'ha tingut en compte que el context és el d'una recerca més focalitzada als procediments d'impressió 3D que a la caracterització de teixits vius, de manera que queda força treball de recerca pendent a abordar tant per futurs doctorands d'enginyeria com de medicina.

Aquestes limitacions han de ser complementades llavors amb l'enfocament empíric que, com les experiències d'hospitals rellevants comentats al principi del capítol, suposen els casos reals que s'han realitzat per a l'hospital Sant Joan de Déu de Barcelona: fabricar prototips amb impressió 3D utilitzant materials estimats com a mimètics i sotmetre'ls a l'anàlisi dels equips mèdics mitjançant el seu ús en assaig quirúrgic real.

Fent recompte, des del món de l'enginyeria, dels paràmetres que defineixen la morfologia o comportament dels teixits vius, es troben els que es considerarien habituals: densitat, límit elàstic/mòdul de Young, resistència a la tracció, compressió, flexió, torsió, a l'esquinçament, a l'abrasió, a la fatiga, resiliència, duresa...

Tesi Doctoral: Contribució a l'estudi de la impressió 3D per a la fabricació de models per facilitar l'assaig d'operacions quirúrgiques de tumors – Felip Fenollosa i Artés, 2019.

Aquest paràmetres, en general, i pel que fa a teixits tous, no són d'aplicació usual en el món mèdic, malgrat hi ha estudis al respecte. La bibliografia és més abundant al voltant d'aquests paràmetres pel que fa als teixits que conformen la biomecànica del cos humà (teixits ossi, cartilaginós i de lligaments). Però aquests darrers no tenen tant d'interès com els teixits tous de cara a l'orientació a prototips per a l'assaig quirúrgic.

En la pràctica mèdica [89], l'estudi de canvis macroscòpics en la rigidesa de teixits tous són un suport al diagnòstic de malalties: càncer de pit, glaucoma, arteriosclerosi...

Parlar, doncs, de propietats mecàniques dels teixits tous no representa una novetat a la medicina, però sí és cert que no hi ha la translació numèrica inequívoca d'aquestes propietats tals com s'està habituat, per exemple, en els materials metàl·lics d'ús habitual a l'enginyeria. I aquesta caracterització és necessària si es vol basar en dades objectives la qualitat de mimetització del teixit viu per part de prototips impresos en 3D.

3.3.1 Densitat dels teixits vius

Abans de parlar de qualsevol altra propietat biomecànica, la densitat dels teixits és una propietat molt òbvia de la qual es pot tant anticipar el seu coneixement en els teixits vius com mesurar el seu valor en els materials que seran utilitzats per a fer els prototips.

Coneixent l'alta proporció d'aigua que conté el cos humà, es pot suposar que, amb l'excepció dels ossos, el valor d'aquesta densitat en els diferents teixits oscil·larà per valors propers a la densitat de l'aigua.

Diferents valors recollits en treballs de recerca, alguns condensats en bases de dades [79] permeten disposar dels valors més rellevants de densitat dels teixits vius.

- A la zona de densitats més baixes es troben òrgans com el pulmó (entre 255 i 604 kg/m³) i el teixit adipós (entre 812 i 961 kg/m³).
- En una zona propera a la densitat de l'aigua es troben la majoria d'òrgans tous del cos, tal com reflexa la següent Taula 2 on s'han llistat alguns dels teixits més rellevants:

Taula 2. Densitats de teixits tous. Font: [79].

Teixit	Densitat (kg/ m ³)	Variabilitat
Fetge normal	1.079	1.050-1.158
Ronyó	1.066	1.019-1.147
Pàncrees	1.087	1.045-1.128
Pit teixit fibroglandular	1.041	990-1.092
Glàndula Paròtide	1.048	1.048-1.048
Cervell matèria blanca	1.041	1.040-1.043
Múscul	1.090	1.041-1.178

Una altra franja de densitats mostrada a la Taula 3 agrupa teixits amb característiques de fibra i membrana, amb valors lleugerament superiors als anteriors:

Taula 3. Densitats de teixits vius de densitat moderada. Font: [79].

Teixit	Densitat (kg/ m ³)	Variabilitat
Cartílag	1.100	1.099-1.100
Paret arterial	1.102	1.056-1.147
Pell	1.109	1.100-1.125
Lligaments	1.142	1.110-1.174
Os-teixit esponjós	1.178	1.080-1.350

I finalment es té el teixit ossi cortical (entre 1.800 i 2.100 kg/m³) i les dents (entre 2.160 i 2.200 kg/m³).

La conclusió a nivell de mimetització és que l'ús de la densitat com a paràmetre per a la mimetització és una eina interessant però limitada per al propòsit de la present recerca. Hi ha dificultat a establir diferenciacions rellevants entre la majoria de teixits tous, que són els que de forma majoritària es voldran reproduir en un prototip imprès.

Però sembla convenient posar de relleu el rang d'aquest paràmetre en tot l'espectre dels teixits vius, per, després, a l'hora de seleccionar materials, disposar d'uns valors de referència a seguir. La Taula 4 resumeix i agrupa els valors a considerar a aquest efecte:

Taula 4. Resum de densitats mitjanes de teixits vius a considerar a efectes de mimetització. Font: pròpia.

Teixit	Densitat mitjana (kg/ m ³)
Pulmó	394
Teixit adipós	911
Teixits i òrgans tous	1.050
Membranes, parets, lligaments	1.100
Os	1.200

3.3.2 Viscoelasticitat dels teixits tous

La viscoelasticitat es defineix com aquella capacitat dels materials d'exhibir tant propietats elàstiques com propietats viscoses quan són deformats. Ja s'ha esmentat a l'apartat 3.3.1 el comportament viscoelàstic que tenen els teixits vius de l'organisme, conseqüència, entre d'altres coses, del seu alt grau d'hidratació. Sota càrrega i descàrrega periòdica s'estableix una relació entre tensió i deformació que depèn, entre d'altres coses, del grau de deformació. Però sobretot, el que s'estableix i que marca l'existència de viscoelasticitat és que es produeix un bucle: la corba de descàrrega es situa per sota de la de càrrega. Es tracta de la histèresi, que numèricament es pot definir com la diferència d'àrees entre cicle de càrrega i descàrrega, dividit per l'àrea de la corba de càrrega. Tot i que aquest valor varia segons el rati de deformació, en els teixits vius es manté bastant constant en tot el rang, i també varia poc en variar la freqüència de càrrega i descàrrega del cicle tensió-deformació [90].

La conclusió és que la viscoelasticitat en els teixits vius té un caràcter de relació tensió-deformació no lineal però pseudo-elàstic: s'admet de que es pugui utilitzar la teoria d'elasticitat per descriure les propietats mecàniques en haver una certa repetibilitat de les corbes a diferents velocitats de cicle, i considerant que les corbes de càrrega i descàrrega són diferents però que aquesta diferència (histèresi) és força constant. Tal com es mostra a la Figura 30.

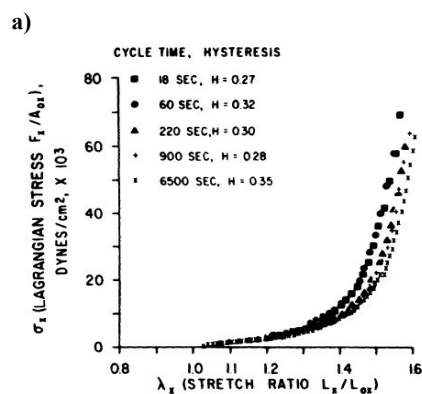


FIG. 2. Loading phase at different strain rates. Varying strain rate over 2.5 decades caused only small changes in response. The hysteresis, H , is the ratio of the area of hysteresis loop (not shown) to the area under the loading curve. The period of cycling and the values of H are given in the insert. From Vawter *et al.* (1978), by permission.

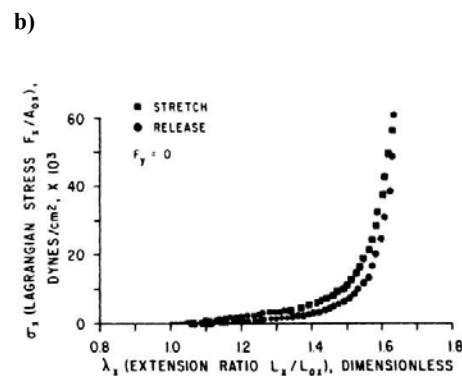


FIG. 1. A typical stress-strain curve for uniaxial loading. Every fourth data point is plotted. Note that the unloading curve is different from the loading curve, showing the existence of hysteresis. From Vawter *et al.* (1978), by permission.

Figura 30. Corbes de tensió-deformació de teixit pulmonar (assaig de tracció). Font: [90].

La lectura que aquesta histèresi determina el caràcter viscoelàstic del material es pot fer també des del punt de vista del fenomen de la relaxació: sotmetent el sòlid a una deformació controlada fixa, es produeix una relaxació de la tensió induïda al llarg del temps. O el que és el mateix, en un gràfic de càrrega i descàrrega de la tensió-deformació, es troben dos punts de tensió per a una mateixa deformació, sent superior el valor del de càrrega que el de descàrrega (relaxació).

I també es pot fer des d'un tercer punt de vista, el del *creep*: es sotmet el sòlid a una tensió constant, i aquest es va deformant al llarg del temps. Aquest procés dependrà de l'historial de càrrega anterior, del nivell de tensió imposat... O el que és el mateix, en un gràfic de càrrega i descàrrega de la tensió-deformació, es troben dos punts de rati de deformació per a una mateixa tensió, sent inferior la deformació en el procés de càrrega a la del procés de descàrrega (relaxació). Aquest fenomen és característic del comportament dels plàstics.

Cada teixit tou té el seu propi grau de viscoelasticitat, que pot ser descrit amb el seu grau de relaxació de la tensió per a una deformació donada. Un tendó té baixa relaxació (poca diferència entre les corbes de càrrega i descàrrega) mentre que teixit pulmonar o músculs tous en tenen molta.

S'aprecia, doncs, que la modelització matemàtica de la viscoelasticitat d'un teixit ha de tenir present les característiques d'histèresi, i les conseqüents relaxació i *creep*. De la forma d'aquest cicle trobat pels teixits vius, ja comentat al final del primer paràgraf, es deriven models de viscoelasticitat com el que es proposa a la Figura 31, constituït per infinits sistemes de molles i amortidors, basats per exemple en unitats addicionades de models de Maxwell (molla-amortidor en sèrie), i Kelvin-Voigt (molla-amortidor en paral·lel) que configuren una corba continua d'histèresi amb una altura constant dins d'un rang ampli de freqüència d'aplicació de la càrrega i la descàrrega. Es diu llavors que els teixits vius tenen un espectre de relaxació continu [91].

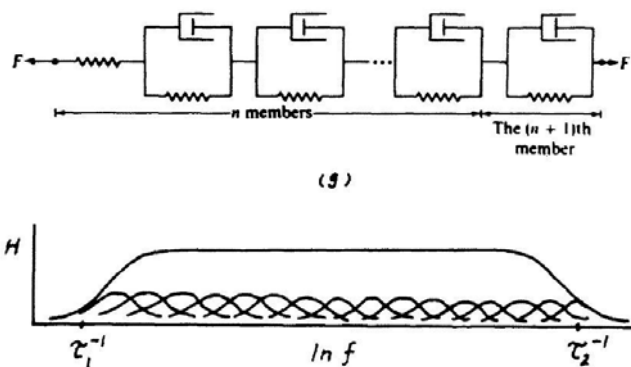


Figura 31. Proposta de model viscoelàstic dels teixits vius. Font: [90].

L'exposició feta correspon a una de les versions més acceptades dins d'una de les tres "escoles", la reològica, en la qual es classifiquen els models de viscoelasticitat proposats per als teixits vius. Les altres dues escoles corresponen a la microestructura o estructural, i a la de model continu [92]. L'escola reològica dona la resposta més simplificada possible al mecanisme global de resposta del teixit viu, mentre que l'estructural es basa en el fet que els diferents elements que formen el teixit proporcionen per combinació o generalització la resposta global del teixit. Finalment, els models continus proposen equacions constitutives per explicar el comportament

viscoelàstic, i en alguns casos es tracta de formulacions amb origen en la modelització del comportament de polímers.

Feta aquesta introducció, es mostren dades trobades a la bibliografia sobre la caracterització de la viscoelasticitat als teixits tous. A la Figura 30 ja s'ha mostrat alguna gràfica corresponent a teixit pulmonar, i a la Figura 32, es mostren les corbes de tensió deformació per al múscul tibial anterior de conill [93]. Degut al caràcter viscoelàstic, s'aprecia tant la diferència de comportament en variar la velocitat del procés de càrrega, com el fet que es produeixi una histèresi entre càrrega i descàrrega.

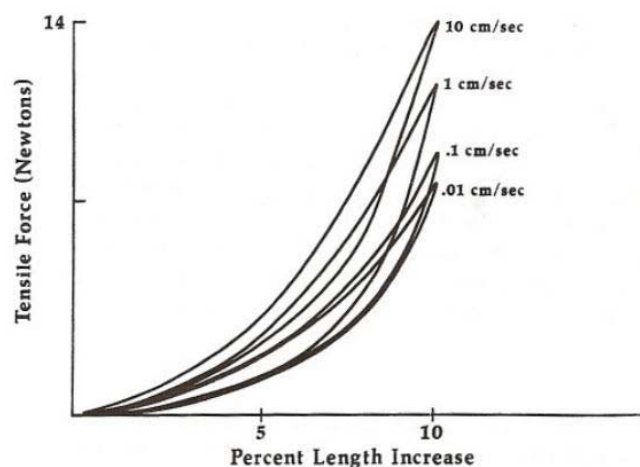


Figura 32. Cicles d'histèresi del múscul tibial anterior de conill a diferents velocitats de càrrega i descàrrega. Font: [93].

Molta altra recerca sobre les característiques viscoelàstiques de diferents teixits vius es pot trobar a la literatura. El llistat següent és un exemple d'aquest fet: teixit renal [92], cervell [94], pell [95], fetge [96], i molts altres com ara escleròtica, medul·la espinal, múscul cardíac, vàlvula aòrtica, cartílag articular, vasos sanguinis, nervis...etc.

A partir del que s'ha exposat, es planteja la següent pregunta: es pot preveure quin material pot ser més adient d'usar per fer un prototip d'assaig mimètic d'un teixit viu a partir de comparar el comportament viscoelàstic de tots dos? La resposta, vista la informació disponible, és que sí. Però es conclou que realitzar aquesta comparativa té un elevat grau de complexitat quan a temps i cost necessari per dur-la a terme:

- Per a cada teixit i material/prototip caldria fer una recerca particular al respecte.
- Dins de cada teixit pot haver variacions importants i, al cap i a la fi, un prototip d'assaig s'adreça a mimetitzar el teixit d'un pacient en concret.
- Caldria primer estimar les característiques viscoelàstiques del teixit mitjançant algun sistema prou fiable: imatges DICOM, ultrasons, assaigs DMA... i, a partir de les dades obtingudes, "cuinar" els materials que s'estimessin més concordants, per posteriorment verificar-ho amb els mateixos procediments amb que s'haguessin recollit les dades dels teixits.

En resum, procedir així seria anar a l'extrem oposat de la situació actual on tot es basa en subjectivitat i no hi ha criteri científic mesurable: tal com s'ha vist, per exemple, un cirurgià explica a un tècnic d'efectes especials quines sensacions al tacte li dona el material, i aquest ajusta la "recepta" d'una silicona o un hidrogel. Aquesta forma de treball no pot ser admissible quan ja hi ha força recerca efectuada en el camp de la caracterització viscoelàstica de materials. Sense una recerca acadèmica formal que quantifiqui paràmetres objectius, l'extensió dels beneficis de l'aplicació de prototips per a l'assaig quirúrgic quedarà restringida en ser un coneixement empíric propietat d'uns pocs professionals, com si de gremis d'artesans medievals es tractés.

Però certament hi ha molta activitat a fer si realment es vol arribar donar compliment a aquest desig i, per exemple, cal un treball de recerca, no realitzat a la present tesi, destinat a estructurar una base de dades referent a la caracterització viscoelàstica tant de teixits vius com de materials que els mimetitzin. Ara mateix, malgrat tots els estudis ja existents, aquests s'expressen amb criteris diferents els uns dels altres, o amb dades parcials... S'està doncs lluny encara del moment on l'execució d'un prototip d'assaig suposi senzillament un simple aparellament entre materials i teixits, fent la selecció més adient de materials ja preestudiats per a mimetitzar els teixits presents en el cas a prototipar.

Donat el fet que aquesta tesi és més centrada a l'àmbit de la tecnologia de fabricació additiva, més que a la de caracterització de materials vius o sintètics, l'opció per progressar en el present treball és basar-se en dades objectives de caràcter més simple o senzillament més fàcils d'obtenir per a fer aquest aparellament entre teixits vius i materials.

Tot i això, a la present tesi s'inicia l'exploració d'un camí per disposar d'una informació bàsica del comportament viscoelàstic tant per a teixits tous com per a materials que els hi puguin correspondre com a mimètics. Això ha estat possible gràcies al projecte QuirofAM (comunitat Llavor3D de Fabricació Additiva del programa RIS3Cat), cofinançat per la Unió Europea a través del Fons Europeu de Desenvolupament Regional (FEDER), i del qual el doctorand n'és el coordinador científic.

Per a això s'ha triat l'equip de DMA (*Dynamic Mechanical Analysis*), que mesura la viscoelasticitat dels materials. La viscoelasticitat es defineix com aquella capacitat dels materials d'exhibir tant propietats elàstiques com propietats viscoses quan és deformat- [97]. Els assaigs de DMA s'utilitzen per realitzar caracteritzacions exhaustives de tot tipus de materials.

Els valors experimentals obtingut en un assaig DMA poden usar-se tant per a models viscoelàstics simples de Maxwell i Kelvin-Voigt basats en una molla i un amortidor, com per a models més complexes. En resum, aquests models més simples o més complexes han d'explicar matemàticament el comportament observat. Això és molt útil

quan es pretén universalitzar certs comportaments i permet en alguns casos predir el comportament dels materials. En un assaig DMA es sotmet a petites porcions de materials (cilindres o cubs amb dimensions típiques màximes en qualsevol direcció de 20 mm) a una deformació (o força) a una freqüència sinusoidal controlada, registrant-se el valor de la força (o la deformació) generada. També es pot variar l'amplitud d'aquesta ona, la temperatura d'assaig, la forma de fixar la mostra, etc.

El cas és que, si el material analitzat fos un sòlid elàstic pur (comportament com a molla, on la tensió depèn linealment de la deformació, s'obtindrien tindrien dues ones sinusoidals, de força i desplaçament respectivament, superposades. En els materials viscoelàstics, les ones es desfasen fins a un màxim de 90° per al cas que el seu comportament sigui gairebé el d'un líquid, com si fos un amortidor, on la tensió depèn de la velocitat de desplaçament. A la Figura 33 es mostra aquest desfasament que indica el caràcter viscoelàstic d'un material.

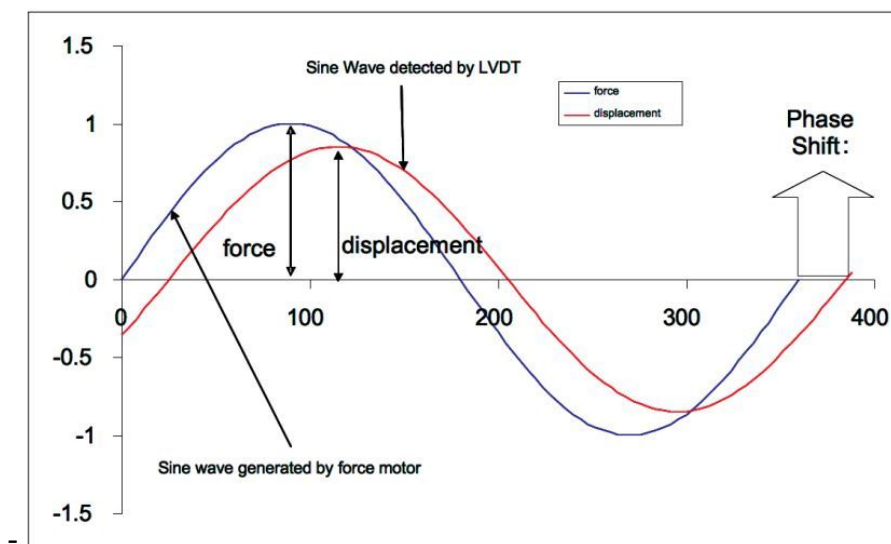


Figura 33. Relació entre tensió cíclica i deformació al llarg d'un cicle en un aparell d'assaig DMA. En X s'expressa unitàriament força i desplaçament, i en Y la posició angular. Font: [98].

La resposta que ofereix el material en forma d'ona desfasada respecte a la ona de tensió o deformació imposada, es descompon trigonòmicament llavors en dues ones: la que representa el caràcter de sòlid elàstic del material (l'energia que es recupera, en fase amb l'ona imposada); i una altra que representa l'energia que es dissipa – desfasada 90° amb la primera, com correspon al fet que una de les magnituds (tensió o deformació) depèn de la velocitat d'aplicació de l'altra. De la primera ona s'extreu un valor de mòdul elàstic que, segons la forma de fixar la mostra, correspon al mòdul de Young (E) de tracció o compressió, o al transversal G que s'obtindria en un assaig estàtic, tot prenent el primer valor que s'obtingués, sense esperar a la relaxació del material pròpia de la viscoelasticitat. Aquest primer valor es sol expressar com a E' (assaig tracció/compressió) o G' (assaig de cisallament), anomenant-se mòdul

d'emmagatzematge (*storage modulus*). De la segona ona s'extreu el caràcter viscos del material, formulat com a paràmetre E'' o G'' i anomenant-se mòdul de dissipació (*loss modulus*), expressant-se en Pa tant l'un com l'altre. El desfasament entre les dues ones s'expressa com a angle δ , representant la tangent d'aquest angle la proporció entre el caràcter viscos i elàstic del material ($\tan \delta = E''/E'$, idem per G' i G''). La tangent del angle δ es coneix també com la capacitat d'esmoreïment del material. Complementàriament, combinant les dues magnituds anteriors ($E^* = E' + iE''$, idem per G' i G'') s'obté el mòdul complex del material.

Per a l'objectiu de la present recerca, un assaig DMA es limita a obtenir dades bàsiques per fonamentar la selecció d'un determinat material per a mimetitzar un teixit viu. No cal, per exemple, fer un escombrat de temperatures, molt útil per a determinar la temperatura de transició vítria (T_g) d'un determinat plàstic i pel qual els assaigs DMA són molt utilitzats. Hi ha prou a treballar amb temperatura ambient, o a 37°C amb els teixits. Els assaigs es fan a una única freqüència de 1 Hz, que s'estima propera a com incidiria un bisturí sobre els teixits. A la fi, no importa si el model viscoelàstic no és correcte per a freqüències altes o molt baixes: el propòsit és que la percepció d'una mà amb instrumental manipulant un prototip sigui similar al que trobarà a la intervenció quirúrgica real.

Sí que pot ser rellevant el valor d'amplitud d'ona, que segons els aparells i tipologia d'assaig DMA pot ser el valor de la força imposada o la deformació. Les proves preliminars realitzades s'han basat en la determinació del límit lineal viscoelàstic (LVR, *linear viscoelastic range*) de les diferents mostres. Aquest assaig consisteix en realitzar un escombrat d'amplituds d'ona de deformació imposada, monitoritzant el valor de E' . El marge en el que aquest valor es manté constant és el que es coneix com LVR. Aquest tipus d'assaig és fonamental per establir dins de quin marge d'amplituds es poden realitzar assaigs diversos, amb la seguretat de situar-se sempre dins de la zona de resposta lineal. Tenint aquest LVR, es fan proves de resposta davant d'esforç controlat, o proves de relaxació, etc.

La preparació de les mostres de teixits va presentar dificultats per a reproduir la mateixa altura de mostres per a tots els assaigs, però aquest problema no és rellevant davant del fet que els teixits vius presenten sovint anisotropia. Així, s'estudiarà en futurs nous assaigs que les mostres siguin preparades per algun expert en dissecció de teixits del cos humà.

Els assaig iniciats plantegen la utilització dels paràmetres E' i E'' a fi de caracteritzar de forma bàsica la consistència dels teixits tous. La utilització de la tècnica de DMA per caracteritzar teixits vius té antecedents a la literatura, i com a exemple es pot consultar [92], on es registren valors viscoelàstics per als ronyons de porc de $G' = 2500$ Pa (mòdul d'elasticitat transversal d'emmagatzematge) i $G'' = 1500$ Pa (mòdul de dissipació), en assaigs a 1 Hz imposant una amplitud de la deformació unitària del 0,2%.

Com a exemple inicial per a una futura recerca més àmplia, s'ha procedit a realitzar un estudi de DMA d'algunes mostres de vísceres animals adquirides prèviament en un mercat urbà. En concret, es busquen mitjançant DMA els valors de E' i E'' de fetge de vedella, de ronyó de xai i de cervell també de xai.

L'equip de DMA emprat és un equip de TA Instruments, (DMA Q800) que es pot apreciar a la Figura 34. L'assaig, en el marc del ja mencionat projecte QuirofAM i sota supervisió de la Dra. Núria Agulló a les dependències del Institut Químic de Sarrià de Barcelona, va limitar-se a una exploració del procediment i d'obtenció de primers valors.



Figura 34. a) Aparell Q800 de TA Instruments per assaigs DMA a l'IQS. Font: pròpia.
b) Mordassa de compressió de l'aparell.

Es van preparar les mostres procurant de que les mides de totes elles fossin iguals. Gràcies a un utilatge circular, es van fer cilindres homogenis de 12,46 mm de diàmetre. Però pel que fa al gruix, calia procedir manualment al tallat, i per tant existeix una dispersió en les mostres, que van dels 4,49 mm d'altura als 6,16 mm. És important fer notar que en cap cas es va tenir en compte la direcció ni la zona d'on s'extreien les mostres per analitzar. Tal i com s'ha comentat anteriorment, aquest punt és clau a l'hora d'obtenir valor reproduïbles.

En totes elles es verificava que s'aixafaven de forma irreversible abans d'arribar a les 200 μm de deformació, que en percentatge de deformació unitària suposa, donada les variacions d'altures de les mostres, entre 3,25% i 4,45%. Es tracta de valors comuns de pèrdua de linealitat i col·lapse de teixits tous, i representa el rang LVR que es buscava d'obtenir en primera instància en realitzar aquestes proves. Tal com s'aprecia al gràfic de la Figura 35, l'escombrat d'amplituds de deformació en la qual es manté una certa linealitat es va limitar a les 100 μm , obtenint valors cada 5 μm . En aquest gràfic, la corba superior recull els valors de E' , i la corba inferior la de E'' . Estimant que es vulguin recollir un sol valor de E' i E'' per caracteritzar en el futur diversos teixits i materials, es pot optar per extreure el valor que correspongui a una deformació unitària arbitrària comú. Tenint com a dada el col·lapse de les mostres al voltant del 4% de deformació unitària, es pren el valor del 1% per a fixar aquests valors del mòdul

d'emmagatzematge i dissipació, i que per a futures proves donarà un marge de tranquil·litat de no superar el LVR. En el cas de la Figura 35, on la mostra de fetge de vedella té un gruix de 4,49 mm, la deformació unitària del 1% es produeix amb una amplitud de 45 μm , i per a aquesta amplitud es té $E' = 4579 \text{ Pa}$, i $E'' = 1703 \text{ Pa}$. La validesa d'aquest resultat (i els que continuen) cal prendre'l amb totes les reserves possibles: l'objectiu de la recerca és, en primera instància, validar aquest mètode com una eina més de caracterització de teixits vius i de materials industrials, a fi que mimetitzin als primers en un prototip fet per fabricació additiva.

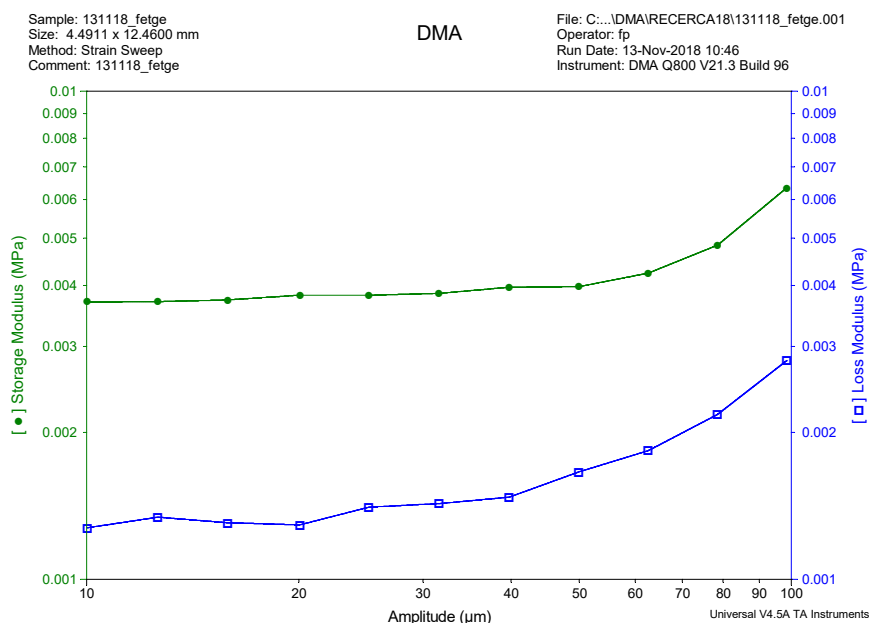


Figura 35. Gràfic DMA de teixit de fetge de vedella. Font: Projecte QuirofAM (en curs).

De la mateixa forma, es procedeix a extreure els valors de E' i E'' per a la resta de mostres, tal com recull la Taula 5 següent, en la que s'incorpora algunes dades més a partir d'aquests dos valors:

- El paràmetre $\text{tg } \delta$ (obtingut dividint E'' per E'), que indica el caràcter més sòlid (valor més proper a 0) o viscos (valor que en teoria pot arribar a infinit) de la mostra.
- El mòdul complex E^* , obtingut de l'arrel de la suma de quadrats de E' i E'' .

Taula 5. Valors d'assaig DMA de mostres de teixits animals. Font: Projecte QuirofAM (en curs).

	Gruix mostra (mm)	Amplitud per a $\xi=1\%$ (μm)	E' (Pa)	E'' (Pa)	tg δ	E* (Pa)
Fetge vedella 1	4,4911	45	4579	1703	0,372	4885
Fetge vedella 2	6,1607	60	4191	1800	0,429	4561
Ronyò xai 1	4,7655	50	1153	433	0,376	1232
Ronyò xai 2	5,3786	55	1207	529	0,438	1318
Cervell xai 1	5,0442	50	1759	611	0,347	1862
Cervell xai 2	4,8409	50	2066	726	0,351	2190

De nou es ressalta la impossibilitat de considerar aquests valors com a admissibles donada la multitud de factors que ho impedeixen: el fet de no ser humans, de portar varis dies morts, de no controlar bé la mida de les mostres, d'haver només haver fet dos mostres per cada teixit, d'haver-les tallat en algun cas sense control direccional de les fibres... Tot i això, els valors obtinguts estan en línia amb d'altres observats a la bibliografia per a teixits tous, i que es detallen a l'apartat 3.3.4, dedicat al mòdul elàstic dels teixits tous. Es pot concloure, doncs, que aquesta tècnica és útil per a l'objectiu de trobar valors de paràmetres que permetin establir comparacions entre teixits vius i materials industrials. La Figura 36 recull tots els resultats dels assaigs fets, superposant les dades de E' i E'' per a amplituds diferents de les 6 mostres procedents de 3 teixits.

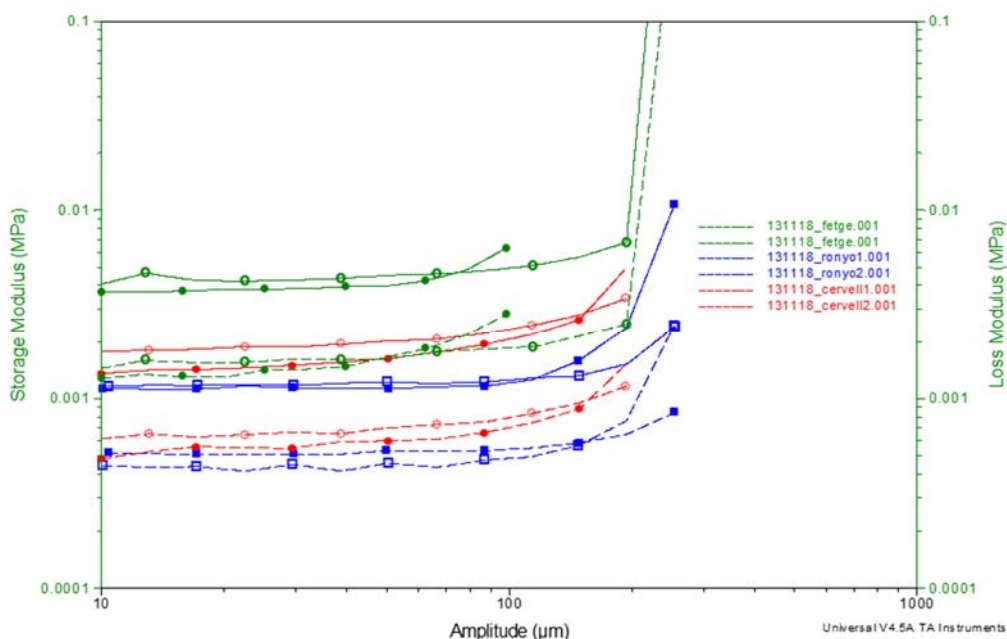


Figura 36. Gràfic DMA d'assaigs realitzats de teixits animals. Font: Projecte QuirofAM.

En els propers apartats es tracten altres paràmetres per a aquesta caracterització de teixits vius i materials, sempre amb l'objectiu de posar valors a les sensacions del cirurgià pel que fa a tacte o consistència de teixits tous, o de resistència percebuda al tall del bisturí, o l'avanç de l'endoscopi entre els teixits... a fi que els materials que els

representin en un prototip d'assaig aportin el major verisme possible. Els resultats que un assaig DMA ofereix, representen un primer pas, i malgrat que a la present tesi només s'ha explorat la seva aplicació, en el futur es preveu que els valors de viscoelasticitat que s'obtindrien de teixits i materials acompanyarien a aquests altres paràmetres.

3.3.3 Caracterització de materials tous a la indústria

En analitzar com s'avaluen els paràmetres de comportament mecànic en materials tous o molt tous, s'ha observat que diversos sectors industrials com el dels gels o l'alimentari (sovint en intersecció) han desenvolupat el seu propi sistema de caracterització mecànica, prescindint del món dels materials de l'enginyeria i del seus mètodes i paràmetres, tot i que compartint la base de correlacionar esforç i deformació, i usant molt sovint els mateixos equipaments d'assaig però amb altres dispositius complementaris.

En el cas dels gels, els impulsors de paràmetres de mesura diferents als habituals són sectors industrials com el dels adhesius d'origen animal, el de les gelatines alimentàries i d'ús farmacèutic, així com el sector mèdic de pròtesis de silicona. Per caracteritzar mecànicament els gels defineixen la resistència de gel o Força Bloom (*Bloom strength*), corresponent a la mesura de l'esforç per fer penetrar una sonda cilíndrica de 12,7 mm una profunditat de 4 mm d'un pot de mesures normalitzades ple de gel. Tradicionalment aquest esforç s'ha expressat en “grams Bloom”, amb una equivalència de que 1 N de força aplicat sobre el gel correspon a 101,972 “grams Bloom”. A major nombre de Bloom, major rigidesa del gel. Les gelatines alimentàries oscil·len entre els 125 i 300 g Bloom. La descripció dels medis i procediment per a la caracterització dels gels segons el nombre Bloom es pot trobar al capítol 7 de la norma ISO referenciada a [99].

Aquest paràmetre té interès de cara a l'avaluació de la mimetització dels materials de tipus gels respecte als teixits vius, doncs es tracta d'una mesura molt orientada a quantificar la consistència del material, sense deixar de ser una mesura que correlaciona esforç de compressió i deformació en forma d'un valor de força donada una deformació determinada.

Els “gelòmetres” o “mesuradors de textures” que permeten obtenir aquestes mesures no deixen de ser una adaptació d'aparells típics de laboratori d'enginyeria de resistència i elasticitat de materials de registre de força-desplaçament. Respecte a un aparell clàssic, aquests estan dimensionats per a una gamma de forces i deformacions coincident amb els teixits tous que centren la present recerca, i els utilitatges associats també s'escauen amb aquests. Llavors, complementàriament es pot obtenir tanta informació com es vulgui, més enllà dels 4 mm d'enfonsament normalitzats i obtenir la força de ruptura del gel (valor màxim de la força en seguir penetrant fins trencar la membrana superficial del gel).

També, en els mateixos aparells es fan assaigs usant fulles de tall de Warner-Bratzler [100], pensades per mesurar l'esforç de tall de carn animal, i que poden representar un camí útil per un altre paràmetre d'interès en la mimetització, com és l'esforç que un bisturí ha d'aplicar en un teixit per a ser tallat, i que en enginyeria tèxtil és la mesura de la resistència a l'esquinçament, detallat al final del present apartat.

L'assaig va ser dissenyat per obtenir el grau de tendresa de la carn i així establir un criteri de qualitat que permetés anticipar com seria de fàcil o difícil mastegar-lo: com menor fos la força necessària, més bona és la carn. Les mostres a "guillotinar" són cilindres de mitja polzada de diàmetre per 1 polzada d'altura. En la preparació d'aquestes mostres es busca que les fibres musculars estiguin alineades al llarg del cilindre, de manera que el seccionat transversal de la mostra talli totes aquestes fibres.

Els valors usuals que es registren en aquests assaigs, efectuats a una velocitat de 20 cm/min, oscil·len entre els 19,6 i 98 N.

Un altre assaig compatible també procedent del món de l'alimentació, és el que permet avaluar el grau de maduresa de la fruita, pel qual es mira d'avaluar la seva fermesa o duresa [101]. A aquest fi, s'utilitzen puntes d'assaig Magness-Taylor o Effegi (que es munten a les mateixes màquines d'assaig anteriors o en penetròmetres manuals), que no són altra cosa que duròmetres equipats d'una punta cilíndrica buida per a penetrar a la polpa. Per exemple, per fruita tova s'utilitzen penetròmetres de 0 a 49 N.

A la Figura 37 es mostra un exemple d'aparell per a analitzar textures de gels mitjançant Força Bloom, on també es visualitzen les fulles de tall de Warner-Bratzler i puntes d'assaig Magness-Taylor.

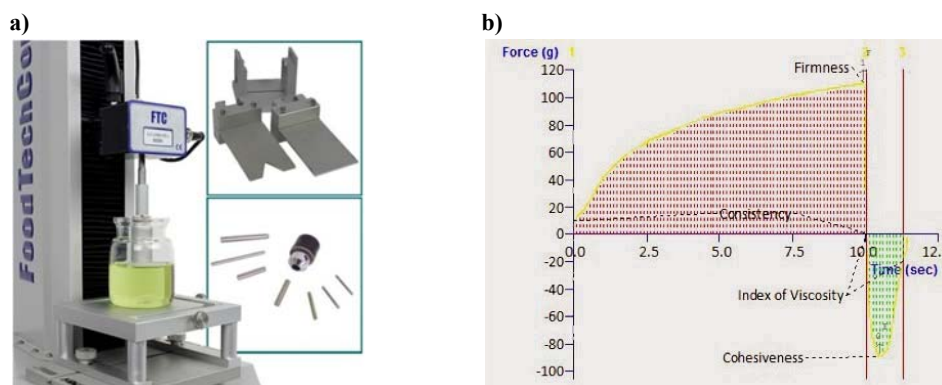


Figura 37. a) Mesurador de textures d'aliments i complements associats. b) Gràfica de Força Bloom d'un gel. Font: [102, 103].

Finalitzant el recull d'assaigs d'interès del món de l'alimentació, es té la cèl·lula de cisallament Kramer [104] (veure Figura 38). Es tracta d'un contenidor ranurat per la base on es contindrà el material a testear. Dins del contenidor es farà baixar un sistema de 5 o 10 làmines que cisallaran, comprimiran i extrudiran el material. Com a resultat es disposarà del gràfic tensió-desplaçament que donarà informació sobre la consistència i

textura de la mostra. El fet que sigui un dispositiu multilàmina ajuda a esmorteir efectes locals d'aquesta consistència.

Una variant és la cèl·lula de cisallament Ottawa [107], on es força el material a ser extrudit per una reixa inferior que pot ser disposada amb diferents geometries d'obertures.



Figura 38. Cèl·lula de cisallament Kramer. Font: [104].

Per tancar aquest recull de sistemes industrials de caracterització de materials tous, s'exposa un paràmetre ja mencionat en paràgrafs anteriors: la resistència a l'esquinçament (*tear strength*), usat en enginyeria tèxtil i en materials elastomèrics (veure Figura 39). La mimetització de l'efecte de progressió del tall que faria un bisturí sobre una membrana o un tumor en fer la seva resecció es podria caracteritzar amb aquest paràmetre. Malauradament, entre les nombroses recerques trobades al voltant de la caracterització de teixits vius, no s'ha trobat treballs al voltant de l'esquinçament de teixit tou. I és que, d'entrada, els procediments i aparells d'assaig per determinar aquests tipus de paràmetres estan pensats per a materials industrials, amb geometries de provetes d'assaig normalitzades que serien difícils o impossibles d'obtenir a partir de teixit viu.

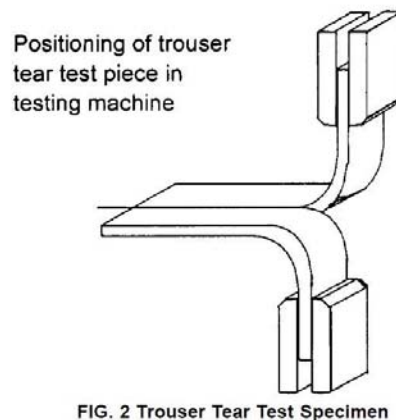


Figura 39. Posicionat en màquina d'assaig de tracció d'una proveta a fi d'obtenir la resistència a l'esquinçament. Font: [105].

La descripció de paràmetres, aparells i dispositius anteriors agrupa els elements més representatius destinats a la caracterització de la textura dels aliments. Aquestes eines resulten d'interès per a la caracterització de la mimetització dels teixits tous, doncs plantegen un camí pràctic i simplificat per decidir la bondat o no d'un material per a mimetitzar teixits tous, i es té constància de l'ús d'aquests aparells i mètodes per part de laboratoris de R+D dedicats a desenvolupar pròtesis de materials tous, i ho fan, com a la present recerca, amb el propòsit d'aconseguir materials mimètics amb el cos humà.

La informació d'aquest apartat resta com a possible punt de partida per a noves línies de recerca en no haver-se trobat, amb els mitjans descrits – gelòmetres, cèl·lules de cisallament, ... – valors per a teixits tous que donin resposta a la necessitat plantejada. La recopilació de valors dels quals es disposaria, de dur a terme els assaigs exposats, serien:

- Força Bloom (en grams Bloom)
- Força (N) usant fulles de tall de Warner-Bratzler
- Força (N) usant duròmetres equipats d'una punta cilíndrica buida o penetròmetres
- Gràfic tensió-deformació amb cèl·lula de cisallament de Kramer
- Resistència a l'esquinçament.

Tots ells presenten també la dificultat de fer-se amb aparells que no són massa habituals donada la seva especificitat, així com la dificultat, més o menys superable, de preparar les mostres.

És en els següents apartats (3.3.4 a 3.3.7), focalitzats en paràmetres més coneguts pel món de l'enginyeria com són el mòdul elàstic i la duresa, que aquestes dades es trobaran amb més abundància a la bibliografia, i la seva obtenció mitjançant assaig serà també més accessible.

3.3.4 Mòdul elàstic dels teixits tous

Tot i que el Mòdul elàstic (tant el de compressió K, com el de Young – longitudinal de tracció o compressió – com en menor mesura el transversal o de cisallament G) és molt usat per caracteritzar biomaterials tous i viscoelàstics, la seva raó de ser està lligada a la caracterització de materials que tenen un comportament lineal significatiu en la relació tensió-deformació. En els teixits tous, aquest comportament ja s’ha vist que és no lineal, i en general la resistència a la deformació s’incrementa a mesura que puja la tensió. No es pot llavors indicar un valor de Mòdul de Young d’un teixit tou sense referenciar clarament el seu context en l’estat de tensió-deformació del material. Els teixits tous estan sempre canviant d’estat tensional, i per tant hi ha tants mòduls elàstics com estat tensionals. Tal com es detalla a [106], i en la línia del ja expressat en els assaigs DMA descrits a l’apartat 3.3.2, molts condicionants fan que la dispersió de dades pugui ser molt elevada. Per exemple, l’obtenció de dades *in vivo* i *in vitro* ja suposa una primera diferència donat l’anul·lació en el segon cas de la pressió de la sang i, dins de l’obtenció de dades *in vitro*, es tenen més diferències en el mòdul d’elasticitat amb el pas de les hores i la progressiva reducció de la perfusió dels teixits.

Com a exemple de la “tolerància” que cal tenir en parlar del mòdul de Young com a valor únic a associar a un teixit o material, s’exposa el cas dels hidrogels. Aquests són un dels materials susceptibles de ser emprats en els prototips d’assaig quirúrgic per mimetitzar els teixits més tous, i comparteixen amb ells el caràcter viscoelàstic (veure Figura 40). El valor de mòdul de Young mesurat en els hidrogels en assaigs de compressió es pren de forma arbitrària considerant que es té el 20% de deformació unitària donat que és la zona on la relació tensió-deformació en els hidrogels és més lineal [107]. Llavors, valors de mòdul de Young entre 4000 i 7000 Pa són habituals en els hidrogels.

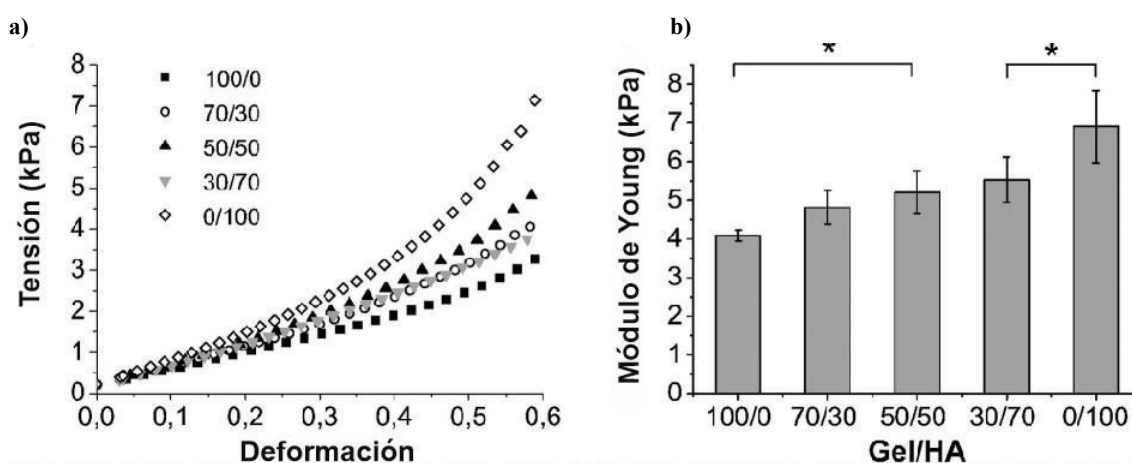


Figura 40. a) Assaig de compressió no confinada de diferents hidrogels basats en gelatina i àcid hialurònic. b) mòdul de Young d’aquests hidrogels. Font: [107].

Per tot això, s’han arribat a formular models no lineals de tensió-deformació per a teixits tous que deixen de parlar del mòdul de Young com a valor de caracterització del

seu comportament, en concordança amb el caràcter viscoelàstic dels teixits tous exposat a l'apartat 3.3.2, i en el que aquest mòdul de Young més aviat cal associar-lo al mòdul d'emmagatzematge E' obtingut en assaig DMA, a la combinació d'aquest amb el mòdul de dissipació E'' segons el mòdul complex E^* , o a la utilització d'aquestes dades per elaborar models que proporcionin una caracterització viscoelàstica que sigui coherent amb les dades reals d'assaigs reològics dels materials [108].

D'altra banda, el comportament a nivell local dels teixits tous no és el mateix que a nivell global, de forma que la determinació experimental del Mòdul de Young d'un teixit tou es pot fer per vies metodològiques diferents, com la d'indentació [109] (metodològicament és equivalent al càlcul de la duresa) i l'habitual d'una proveta sotmesa a assaig de tensió-deformació. Totes dues mesuren una deformació davant d'una tensió, però una ho fa de forma més local i l'altra més macroscòpica: la diferència entre els valors de Mòdul de Young que es registren en un cas i altre són de fins a diversos ordres de magnitud [89], i tenen a veure amb el fet que, en un primer moment, la presència de líquid a la zona local sota tensió fa que la deformació sigui molt elevada [110]. Un altre aspecte és que tots dos sistemes menystenen el factor temps, que és el que posa de relleu el caràcter viscoelàstic dels materials. Les deformacions que es mesuren són les estabilitzades després d'un període de temps, sense recollir el retard de la deformació respecte a l'instant d'aplicació de la força.

Si es considera la veu del cirurgià, aquest només pensa en la dificultat o facilitat d'apartar un teixit o de penetrar en ell. Tant en un cas com en l'altre, l'esforç de tensió aplicat al teixit ja no és menyspreable i per tant no s'està en la zona baixa de la corba tensió-deformació. En resum, a efectes de mimetització semblaria recomanable prendre com a referència els valors mitjans-alts de Mòdul de Young que es troben a la literatura recollits per assaigs de tensió-deformació i no pas per assaigs d'indentació. Però l'extrema variabilitat de valors trobada a la bibliografia, en la que inclús no és clar en alguns casos quin ha estat el procediment per registrar-lo, fa que sigui necessari buscar algun altre sistema de consideració del mòdul elàstic dels teixits vius.

Així, en els darrers anys, a l'empara de les tècniques de diagnosi basades en els ultrasons i la ressonància magnètica, s'han desenvolupat noves formes d'aconseguir aquesta informació. El mòdul elàstic longitudinal de Young i el transversal (o de cisallament G , *Shear Modulus*) es pot obtenir mitjançant elastografia de dades obtingudes per tecnologies d'ultrasons, o ressonància magnètica (RME) [84], [110] a [114]. S'indueixen microdeformacions a partir d'ones longitudinals o transversals, de manera que el que s'obté és un valor del mòdul elàstic que es considera representatiu de la consistència de la zona del teixit mesurat.

Una observació rellevant és que la força aplicada és freqüencial: això recorda la forma de fer els assaigs DMA, en la qual es recull la resposta cíclica de la deformació respecte a l'acció també cíclica de la força. Allà ja es va indicar que els valors que es puguin extreure sobre mòduls elàstics estan en relació, entre d'altres, dels valors de freqüència

aplicats. També es va indicar llavors que, de cara a la recerca de valors comparatius entre teixits vius i materials industrials que els mimetitzin, en els assaigs es prendrà com a valor fix de freqüència el valor de 1 Hz, estimant que l'acció d'un bisturí sobre el teixit és coherent amb aquest valor.

En el cas doncs de dades sobre els mòduls procedents dels ultrasons, les freqüències aplicades són més elevades que les utilitzades als assaigs DMA. A la Figura 41 es mostra la superposició de valors de mòduls d'elasticitat transversals G d'un fetge de porc [106] obtinguts per DMA en un rang de freqüències al voltant de 1 Hz i per elastografia transitòria a 50 Hz. Com es pot apreciar, hi ha una coherència en els valors recollits malgrat la diferència entre els sistemes, i es posa de relleu la dependència amb la freqüència dels mòduls elàstics. En resum, cal ser curós amb les comparacions que es vulguin fer, i per exemple no es podrà comparar un valor G d'un teixit viu recollit mitjançant elastografia amb un valor de G d'un material industrial recollit mitjançant DMA.

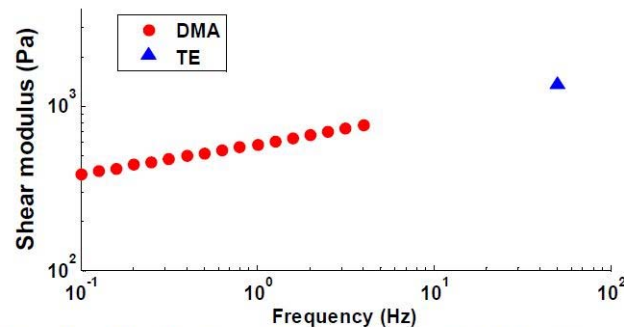


Fig. 7 - *In Vitro* Shear Modulus in the Frequency Range 0.1-50 Hz Obtained by Transient Elastography (TE) and by Dynamic Mechanical Analysis (DMA).

Figura 41. Valors de G a diferents freqüències d'acció de la força o deformació procedents d'assaig DMA i elastografia transitòria. Font: [106].

Disposar de K (mòdul de compressibilitat), de E o de G és, a efectes pràctics, indiferent si es fa la simplificació de que es tracta amb materials lineals i isòtrops, encara que no sempre és el cas de teixits tous, com és evident per exemple en els que es caracteritzen per ser fibrats. El mòdul de Young E i el mòdul de cisallament G es relacionen mitjançant l'equació (1):

$$G = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad (1)$$

On ν és el coeficient de Poisson.

I el mòdul de compressibilitat K es relaciona amb el mòdul de Young E mitjançant l'equació (2):

$$K = \frac{E}{3(1-2\nu)} \quad (2)$$

En els teixits vius, el seu caràcter força incompressible els fa tenir uns valors del coeficient de Poisson entre $0,45 < \nu < 0,5$. Els teixits tous de fet s'aproximen a 0,5, tal i com es veurà més endavant, mentre que els materials plàstics tenen un rang més obert, amb valors a la banda baixa com el de 0,35 per a l'ABS, i valors a la banda alta com el de 0,49 per al TPU.

La raó per la qual s'han desenvolupat aquestes tecnologies que han permès disposar de valors del mòdul elàstic de diferents teixits tous es basa en l'interès mèdic ja comentat de conèixer el grau de rigidesa dels teixits: el palpat que els metges fan de zones del cos per verificar si hi ha patologies no és altra cosa que la mesura absolutament basada en l'experiència del grau de resistència del teixit a la deformació. Dit en termes d'enginyeria, els metges "endevinen" el mòdul elàstic de la zona. Ho fan perquè els teixits tous tenen un rang ampli de variació, i a tall d'exemple, un tumor pot tenir una rigidesa de l'ordre de 3 a més de 10 vegades més elevada que els teixits que l'envolten. Sense anar més lluny, qüestions tan importants com la prevenció del càncer de mama es basen, entre altres coses, en l'educació en l'autopalpat.

Llavors, aquestes tecnologies basades en la resposta a ones sonores del teixit tou permeten disposar d'un mapa intern de la seva rigidesa, que a ulls del metge és un "palpat virtual" de zones a les quals no pot accedir. Com es veurà en el proper apartat dedicat a la duresa, si la zona és superficial i, per tant, es pot tenir accés, el palpat manual podrà ser complementat amb alguna tècnica de mesura de la duresa per valorar si s'està davant d'una patologia. Però, per a zones internes, l'elastografia de deformació per ultrasons o la RME i tecnologies similars basades en ones sonores porten el palpat a l'interior del cos, tot obtenint mapes del valor de E o G.

A la Figura 42, es mostren els avantatges de l'aplicació d'una d'aquestes tecnologies, la RME: mentre que les imatges (a) i (d) mostren la ressonància magnètica de dos fetges aparentment similars – sí que permeten diferenciar el fetge del teixit circumdant, però no es pot saber si és normal o malalt –, en aplicar les ones de deformació transversal i induir desplaçaments de l'ordre de nanòmetres a baixa freqüència (b) i (e), s'obté el mapa del mòdul de cisallament G que permet distingir clarament a les imatges de RME un fetge sà (c) d'un de cirròtic (f) [114].

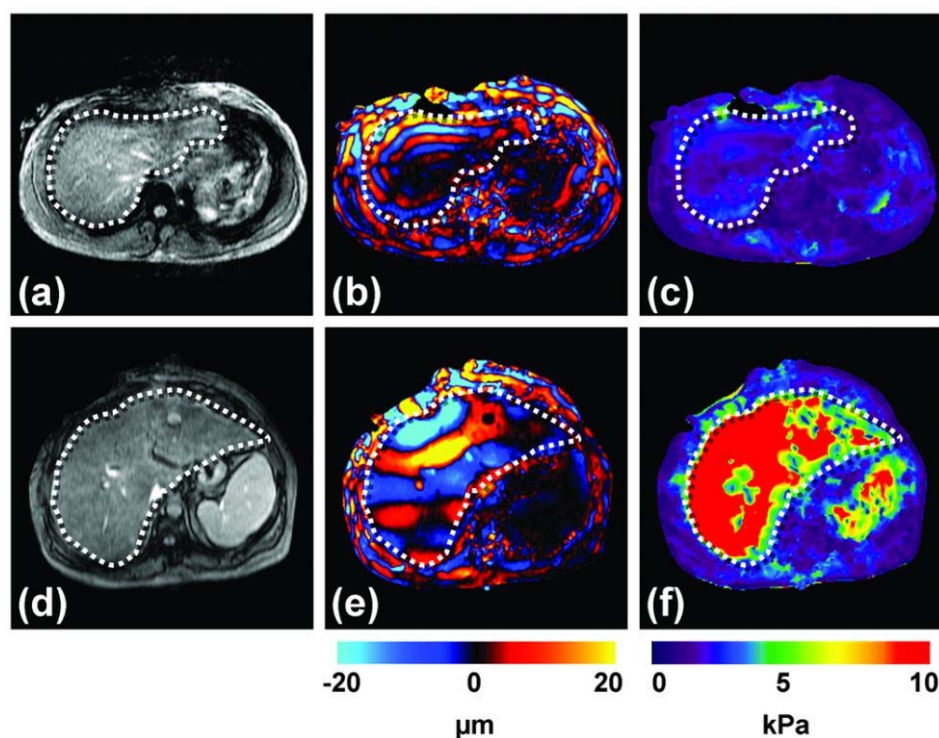


Figura 42. Visualització del mòdul G per RME d'un fetge sa (a,b,c) i d'un cirròtic (d,e,f). Font [114].

Insistent en la importància del mètode d'obtenció de les dades referides al mòdul elàstic, es troben a la bibliografia estudis sobre les diferències existents segon el mètode que s'adopti (assaig de compressió, elastografia...), l'instrumental associat, tipus de mostra,... [110, 115], de manera que no és cap sorpresa trobar mòduls de Young dels mateixos teixits amb variacions significatives, recordant a més que es tracta de materials viscoelàstics. Com ja s'ha introduït abans, només pel que fa al tipus de la mostra es pot trobat que es tracti d'animal o humà, masculí-femení, jove-vell, mesurat en viu o mesurat en mort de diverses maneres: mort de fa poques o moltes hores, dins o fora el cos, havent passat o no algun cicle de congelació-descongelació, mesura de tot l'òrgan o només una petita mostra, o inclús havent passat el que es coneix com a condicionament, és a dir, havent-lo fet passar diversos cicles de càrrega-descàrrega que augmenten la seva rigidesa fins a que aquesta s'estabilitza..., en resum, un escenari que no permet prendre cap dada com a conclouent.

Com a exemple d'aquestes discrepàncies es transcriuen dades trobades per un òrgan prou representatiu com el fetge:

- Assaig de tracció: $E = 10 \text{ MPa}$ [89]
- Assaig de compressió: $E = 0,94 \pm 0,65 \text{ kPa}$ [113]
- Assaig de compressió (simulació CAE): $E = 150 \text{ kPa}$ [115]
- Ultrasons: $E = 0,62 \pm 0,24 \text{ kPa}$ [113]
- Indentació : $E = 190 \text{ kPa}$ [89]
- RME: $G = 2,2 \text{ kPa}$ ($E = 6,6 \text{ kPa}$) [114]

- Altres valors recollits de diferents estudis a [110], en kPa: 13 / 10-17 / 7-10 / 1-3 / 0,4-1,7 / 10 / 0,6-1,1
- Valors recollits dels assaigs DMA efectuats pel doctorand (fetge de vedella, apartat 3.3.2): $E^* = 4,88 \text{ kPa} / 4,56 \text{ kPa}$.

Davant d'aquestes variacions, i donat l'objectiu al que es limita la present recerca, que és seleccionar materials que mimetitzin el teixit viu tot basant-se en dades que vagin més enllà de la subjectivitat de la percepció del cirurgià, s'opta per usar dades de K i de G obtingudes per tècniques ultrasòniques, tenint present les observacions que es derivaven de l'estudi de la Figura 41 sobre el fet que si més endavant s'aborda un estudi de materials industrials mitjançant tècniques com el DMA, caldrà fer coherents les dades obtingudes a freqüències i amplituds diferents respecte als teixits vius.

En primer lloc, s'exposa l'obtenció del mòdul de compressibilitat K a partir de l'equació (3):

$$K = \rho c_L^2 \quad (3)$$

On ρ és la densitat del teixit i c_L és la velocitat de l'ona longitudinal de so travessant el teixit (la considerada per defecte "velocitat del so").

Per a això s'utilitzen les dades recollides en anteriors apartats referides a aquests dos paràmetres de caracterització dels teixits vius, tal com mostra la Taula 6:

Taula 6. Valors de mòdul de compressibilitat K calculats en base a la densitat i a la velocitat del so en travessar-los.

Teixit	Velocitat del so (m/s)	Densitat (kg/m ³)	Mòdul de compressibilitat K (MPa)
Pulmó (inflat)	949,3	394	355
Teixit adipós	1440,2	911	1890
Fetge	1585,7	1079	2713
Ronyó	1564	1066	2608
Pàncrees	1591	1087	2752
Pit teixit fibroglandular	1505	1041	2358
Glàndula Paròtide	1559,5	1048	2549
Cervell matèria blanca	1552,5	1041	2509
Múscul	1588,4	1090	2750

Si en lloc del mòdul a compressibilitat – que conceptualment es correspon al “palpat” que fa el metge amb els dits o amb el instrumental – es vol disposar del mòdul de Young longitudinal o del mòdul de cisallament, es fa necessari disposar d'un valor fiable del coeficient de Poisson. Aquest es pot obtenir si complementàriament es disposa de la velocitat de l'ona transversal de so en travessar els teixits: es tracta d'una

velocitat molt inferior a l'ona longitudinal. Partint d'una equació similar a l'anterior, s'obté el mòdul de cisallament a l'equació (4):

$$G = \rho c_s^2 \quad (4)$$

On ara c_s és la velocitat de l'ona transversal del so (SWV, *Shear Wave Velocity*).

L'Equació 5 permet determinar el coeficient de Poisson si es disposa de les dues velocitats de propagació del so en el teixit (5):

$$\frac{c_s^2}{c_L^2} = \frac{(1-2\nu)}{2(1-\nu)} \quad (5)$$

A la bibliografia, però, així com s'ha vist la facilitat de trobar valors de c_L , no passa el mateix amb c_s , i només s'han localitzats uns pocs, malgrat que, en canvi, s'han trobat nombroses dades directes del mòdul de cisallament G per RME. Aquests valors de G implícitament han estat obtinguts a partir de registrar les corresponents c_s malgrat no es mostrin. Així, a la Taula 7 es disposen part dels valors de G recopilats:

Taula 7. Valors de mòdul elàstic transversal G obtingudes per RME.

Teixit	Mòdul Elàstic transversal G (kPa)	Font
Pulmó	0,95	[114]
Fetge normal	2,17 – 2,2	[116] [114]
Fetge cirròtic	de 3 a 8,9	[114]
Pròstata zona central	2,2	[114]
Pròstata teixit perifèric	3,3	[114]
Teixit adipós	3,3	[114]
Pit teixit fibroglandular	7,5	[114]
Pit tumor	25	[114]
Ronyó	4,22	[116]
Ronyó zona còrtex	4,35-5,0	[116] [117]
Ronyó zona pelvis	23,6	[117]
Ronyó zona medul·la	5,46	[116]
Ronyó zona sinus	6,78	[116]
Melsa	2,9-4,75	[117] [116]
Pàncrees	4,8	[117]
Glàndula Tiroides	10,97	[117]
Glàndula Paròtide	10,38	[117]
Múscul supraspinós	31,2	[117]
Múscul soli	16,6	[114]
Múscul bessons	11,1	[116]
Cervell matèria gris	5,2	[114]
Cervell matèria blanca	13,6	[114]

A partir d'aquestes dades, es pot extreure la velocitat transversal del so c_s , tot invertint la fórmula que relaciona G i c_s , de manera que es té la Taula 8 a mode de resum, on també es reflecteixen alguns valors directes de c_s trobats a la bibliografia:

Taula 8. Valors de mòdul de cisallament G i velocitat d'ona transversal calculada a partir de G i trobada a la bibliografia per a diversos teixits tous representatius.

Teixit	G (Pa)	c_s (m/s) calculada	c_s (m/s) [Font]
Pulmó (inflat)	950	1,55	-
Teixit adipós	3.300	1,90	-
Fetge	2.185	1,42	1,11 - 1,19 [118,119]
Ronyó	4.220	1,99	2,42 - 2,54 [120]
Pàncrees	4.800	2,10	1,18 [121]
Pit teixit fibroglandular	7.500	2,68	-
Glàndula Paròtide	10.380	3,15	-
Cervell matèria blanca	13.600	3,61	-
Múscul	16.600	3,90	3,49 - 3,86 [122]

Amb les dades anteriors, es pot ara analitzar quins coeficients de Poisson es deriven per a cada teixit a partir de les velocitats longitudinals i transversals (considerant en aquest darrer cas valors mitjans obtinguts a partir de les dades trobades directament i indirectament a partir de G). Això queda recollit a la Taula 9, on s'aprecia com pràcticament es té el valor màxim esperat possible de 0,5 per a aquest coeficient en els teixits tous:

Taula 9. Valors de coeficient de Poisson per a teixits tous calculats a partir de les velocitats longitudinals i transversals del so.

Teixit	c_L (m/s)	c_s (m/s) mitjana	ν (coef. Poisson)
Pulmó (inflat)	949,3	1,55	0,499998667
Teixit adipós	1440,2	1,90	0,499999835
Fetge	1585,7	1,26	0,499999834
Ronyó	1564	2,32	0,499999849
Pàncrees	1591	1,64	0,499999942
Pit teixit fibroglandular	1505	2,68	0,499999936
Glàndula Paròtide	1559,5	3,15	0,499999954
Cervell matèria blanca	1552,5	3,61	0,499999965
Múscul	1588,4	3,75	0,499999975

A la Taula 10 s'expressa, per a diferents teixits tous, el mòdul elàstic longitudinal de Young a partir del mòdul de cisallament, tot usant els coeficients de Poisson trobats per a cada teixit:

Taula 10. Valors de mòdul de Young representatius de teixits tous a partir de valors de G, cs i cl trobats.

Teixit	Mòdul Elàstic longitudinal $E=2G(1+\nu)$ (kPa)
Pulmó	2,85
Fetge	6,55
Teixit adipós	9,9
Ronyó	12,66
Pàncrees	14,40
Pit teixit fibroglandular	22,50
Glàndula Paròtide	31,14
Cervell matèria blanca	40,80
Múscul	49,80

La Taula 10 representa una simplificació només admissible considerant que la modelització de prototips de teixits vius mitjançant impressió 3D ja faria un considerable salt endavant si s'acostés als valors anteriors. La Figura 43, que recull les variacions del mòdul elàstic dins un mateix òrgan, mostra com pot ser d'alt el llistó de la mimetització, en el sentit que no hi ha prou en un prototip que es pugui diferenciar, per exemple, dos teixits entre ells (com ara un ronyó i un neuroblastoma), sinó que dins un mateix teixit es podria tenir diferents materials amb elasticitat diferent. Això dona lloc no sols a la dificultat de la impressió 3D multimaterial, sinó a la mateixa modelització de les dades CAD a entrar en la impressora 3D: tal com s'indica al glossari, el format STL resulta insuficient per mostrar aquesta diferenciació dins una "peça", i es necessari anar a altres formats on es pugui indicar aquesta informació (caracterització per *vòxels*).

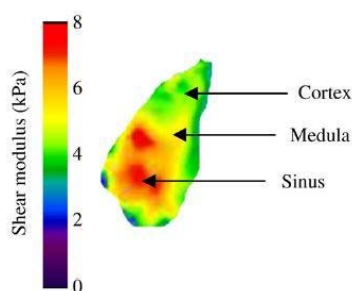


Fig. 3. Spatial distribution of the stiffnesses within the various kidney compartments.

Figura 43. Mapa de valors del mòdul de cisallament G en un ronyó, identificant-se la morfologia d'aquest. Font: [116].

En conclusió, aquest apartat deixa dos possibles paràmetres vinculats a la consistència ja sigui global (Mòdul de compressibilitat K, *bulk modulus*) el Mòdul de cisallament G o el més "clàssic", el Mòdul de Young E, obtingut a partir de G. Com s'ha vist, K ha estat obtingut a partir de les dades recopilades de densitat i velocitat del so longitudinal dels teixits vius, mentre que E s'ha formulat a partir de les dades recopilades de G i de

la mateixa velocitat del so emprada per calcular K i que ha estat utilitzada per deduir el coeficient de Poisson.

A la Taula 11 s'agrupen aquests tres paràmetres pels teixits analitzats:

Taula 11. Valors de K, G i E per a teixits tous.

Teixit	K (Mpa)	G (kPa)	E (kPa)
Pulmó	355	0,95	2,85
Teixit adipós	1890	3,3	9,90
Fetge	2713	2,185	6,55
Ronyó	2608	4,22	12,66
Pàncrees	2752	4,8	14,40
Pit teixit fibroglandular	2358	7,5	22,50
Glàndula Paròtide	2549	10,38	31,14
Cervell matèria blanca	2509	13,6	40,80
Múscul	2750	16,6	49,80

A la Taula 11, el darrer valor referit a la rigidesa del múscul és el més discutible donat que el rang de variabilitat trobat per a diferents músculs del cos és molt alt, representant el valor disposat únicament un valor orientatiu per a diferenciar-lo d'altres teixits. També hi ha algunes dades aparentment incoherents (com la major rigidesa del teixit adipós respecte al fetge pel que fa a E o G, però no a K). Es tracta d'aspectes menors quan acaba resultant que la variabilitat que pot tenir la dada és molt elevada debut a factors com sexe o edat, per només citar-ne dos.

Però, com s'ha anat comentant, en el prototip que ha de permetre assajar una intervenció hi ha un factor de més interès i que les dades precedents no recullen: es tracta dels tumors. I és que la major part de la recerca i esforç mèdic mostrat vinculat amb el coneixement sobre la consistència dels teixits tous s'orienta a distingir els tumors, donada la seva clara rigidesa superior respecte al seu entorn.

La informació trobada a la bibliografia respecte a les característiques d'aquests és novament prou variada. Normalment es troba la dada de l'elasticitat (E o G) del teixit sa i la seva corresponent del teixit malalt o el nòdul tumoral (maligne, i a cops també benigne).

A continuació, a la Taula 12, s'exposen les dades més rellevants al respecte, algunes ja recollides a la Taula 11:

Taula 12. Valors de E o G per a teixits tous sans i tumorals, i relació entre ells.

Teixit normal	Mòdul elàstic (E o G, kPa)	Teixit malalt o tumoral	Mòdul elàstic (E o G, kPa)	Relació rigideses (tumoral/normal)
Tiroides [123]	E=15,9	Nòdul maligne tiroides [123]	E=150	9,43
Pit (teixit fibroglandular) [114]	G=7,5	Tumor de pit [114]	G=25	3,33
Fetge [114]	G=2,185	Nòdul maligne fetge [124]	G=10,1	4,62
		Fetge cirròtic [114]	G=6	2,75
Neurones [125]	E=0,45	Neuroblastoma [125]	E=1,37	3,04
Pròstata [126]	E=16	Tumor de pròstata [126]	E=40,6	2,54
Pàncrees [127]	G=1,837	Pancreatitis crònica [127]	4,748	2,58

Com s'aprecia, la rigidesa dels tumors o teixits malalts és sistemàticament major que el teixit associat, sent habitual que el tumor sigui de 3 a 10 més rígid que el teixit sa que l'envolta.

És, però, aquesta elevada rigidesa imprescindible de modelar en el prototip d'assaig quirúrgic? No necessàriament. A l'assaig, la prioritat respecte al tumor no és apartar-lo sinó fer la seva resecció. El cirurgià valorarà sobretot que l'operativa amb el bisturí sigui el més similar possible. Sense disposar de dades sobre la resistència a l'esquinçament, s'aconsella prudència sobre elevar massa el valor de la rigidesa en el tumor a l'hora de prototipar-lo, a fi que no acabi resultant massa complicat l'assaig de resecció.

De fet, en prototips actuals, la situació és inversa: el tumor és tou i els teixits que l'envolten són rígids, inclosos els vasos sanguinis. El cirurgià identifica perfectament el volum que abasta el tumor, i es centra en la seva resecció sense distraccions. Ara mateix no es té certesa absoluta que una mimetització perfecta faciliti una millor qualitat de l'assaig, perquè simplement no s'ha fet. Considerant l'experiència amb models d'entrenament, es creu que sí. Però igual en el futur s'acaba configurant un protocol de mimetització "distorsionat" degut a possibles beneficis ara desconeguts. Un petit exemple en aquesta línia seria la petició de modelar com a transparent el tumor: no correspon a la realitat però facilita la "memorització" del "paisatge" que trobarà el cirurgià quan afronti l'operació real.

Per tant, els valors a considerar sobre mòdul elàstic en el cas de tumors han de ser considerats cas a cas, tot i que, d'entrada, a la llum de la informació disponible, es proposa que dupliqui el valor del teixit en el qual es localitza.

En el següent apartat es complementa aquesta informació amb el paràmetre de la duresa, que, si bé en els teixits tous interiors poc interès té, amb les dades ja recollides en aquest apartat, resulta ser una dada majoritàriament oferta, tal com s'ha vist a l'anterior capítol, pels fabricants de materials tous per informar sobre la seva consistència.

3.3.5 Mòdul elàstic de vasos sanguinis i nervis

En els prototips d'assaig quirúrgic, la materialització dels vasos sanguinis, i complementàriament de nervis, té una especial rellevància. Per exemple, en la resecció d'un neuroblastoma és essencial no afectar a les artèries i venes renals que sovint estan envoltades per massa tumoral: el seu seccionat pot suposar la isquèmia (mort per "asfíxia") de l'òrgan al qual alimenten o recullen la sang. I si bé és possible viure amb un ronyó, la cosa es complica quan cal suportar tractaments de quimioteràpia complementaris a la cirurgia, que fa imprescindible disposar dels dos ronyons a plena funcionalitat. De la mateixa manera, cal evitar el seccionat d'un nervi per les conseqüències que suposaria per al malalt. En resum, part dels arguments per defensar la necessitat d'assaig quirúrgic amb prototips mimètics que incloguin vasos i nervis es deriva de la necessitat d'evitar danys col·laterals. I és que aquests danys poden generar un mal major al que hagués estat no haver dut a terme la intervenció.

De cara, llavors, a que el prototip inclogui aquestes referències anatòmiques, la primera condició és que estiguin correctament modelades: en les experiències de la Fundació CIM de la UPC amb l'Hospital Sant Joan de Déu (HSJD), bona part del temps emprat per l'operador de CAD i el cirurgià i/o radiòleg que l'assisteixen consisteix en resseguir, capa a capa de imatge DICOM, els diversos vasos sanguinis del pacient a intervenir, a fi d'ubicar bé la seva posició respecte al tumor del qual es farà la resecció i a altres òrgans. El resultat és un fitxer imprimible amb vasos sanguinis rellevants ben modelats. Fins a data present els nervis encara no es modelen, i a la intervenció cal identificar-los sense assaig previ i anar-los apartant. Tampoc es modelen membranes ni d'altres referències anatòmiques donada la seva complexitat.

La següent condició seria que es materialitzessin com a elements tous que són i no amb material rígid com fins a la data present. L'esforç de mimetització que la recerca d'aquest capítol contempla va ser pensada en primera instància per als tumors (en els quals ja s'aplica ni que sigui parcialment, fent-los tan tous com les millors màquines industrials de fabricació additiva permeten), i en segon lloc per als vasos sanguinis que envolten o s'amaguen en el tumor quina extracció es vol assajar. Així, si els vasos sanguinis es modelitzen com a rígids, el grau de resecció del tumor en l'assaig és menor

que a la realitat: l'elasticitat dels vasos, i les eines a disposició del cirurgià per apartar-los amb un cert grau de seguretat, fa que a la pràctica l'extracció del tumor pugui ser major. En la modelització realitzada per a la intervenció del 4 d'abril de 2016 d'un neuroblastoma a l'HSJD, la previsió d'extracció de massa tumoral a partir de l'assaig del prototip fet pel CIM de la UPC va ser del 70%, quan a la posterior operació va ser superior al 90%. El prototip és, doncs, innecessàriament conservador, i una possible conseqüència negativa seria decidir de no procedir a la intervenció en valorar que un baix nivell de resecció no compensa els riscos col·laterals citats de dur-la a terme.

Disposar de prototips amb vasos sanguinis modelitzats que proporcionin una percepció d'elasticitat, consistència i duresa similar a la real obriria la porta a assajar la intervenció donant “vida” – encara que limitada – als vasos, manipulant-los usant els mètodes clàssics mecànics: l'aplicació de lligadures o clips marcaria la diferència respecte a la situació actual.

Tot el que s'ha expressat sobre la necessitat de modelar els vasos sanguinis com elements tous val també pels nervis. A la intervenció quirúrgica el que es farà majoritàriament amb vasos i nervis és apartar-los del camí del bisturí que resecciona el tumor, tot subjectant-los tal com s'aprecia a la Figura 44. Com si fos un llaç, es passa un fil plàstic al voltant del vas sanguini a apartar. Unes pinces que es deixen caure subjecten llavors el fil, i el seu pes dóna la tensió necessària per apartar l'artèria de la zona on el cirurgià va avançant en la resecció.

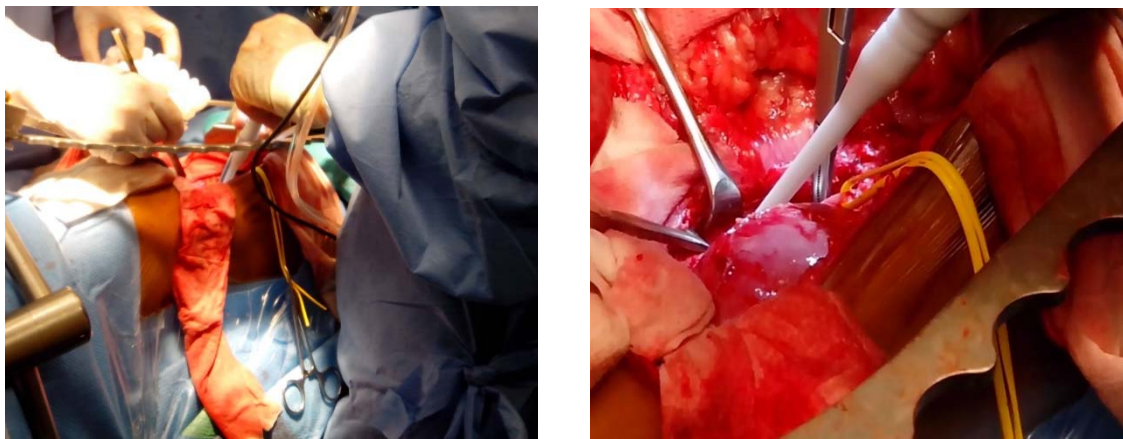


Figura 44. Operativa per apartar els vasos de la zona de resecció del tumor. Font: pròpia.

Es fa necessari, doncs, conèixer paràmetres relacionats amb el seu comportament a deformacions elevades sota esforços de tracció uniaxial longitudinal, ignorant altres formes de treball que no seran rellevants. No té sentit focalitzar-se en la consistència i, per tant, paràmetres com el mòdul a compressibilitat K no són d'interès, i es tractarà de definir paràmetres com el Mòdul de Young a tracció longitudinal. No es tracta de palpar o apartar lleugerament una massa de teixit, sinó d'estirar-lo per apartar-lo de l'escenari

de treball on el cirurgià va eliminant massa tumoral, tot deixant-lo tensionat i amb un grau de deformació significatiu respecte el seu estat original.

A la bibliografia es troba molta documentació respecte al comportament biomecànic de vasos i nervis a tracció uniaxial. La cirurgia vascular és de les impulsores de la recerca d'aquesta caracterització, donada la necessitat de conèixer les característiques mecàniques dels vasos coronaris i dels vasos d'altres parts del cos usats per reemplaçar-los en cas de malaltia coronària.

El comportament d'un vas sanguini a tracció uniaxial depèn de diversos factors, els més rellevants dels quals són l'edat del subjecte, si és o no fumador, de quina arteria o vena es tracta, de la proporció dels tres components bàsics que formen els vasos – elastina, col·lagen i múscul llis – ...

Diversos estudis es centren en la formulació de models per a definir la corba tensió-deformació, que per descomptat és de caràcter viscoelàstic, i que suposa llavors de nou la dificultat de definir de forma clara un valor de mòdul elàstic. Cal repetir llavors les consideracions fetes a l'apartat anterior, i acceptar que els valors que es troben són orientatius i subjectes a molta dispersió.

A [128] es defineix de forma simplificada una corba tensió-deformació amb un primer tram on la deformació és a càrrec de les fibres d'elastina. L'elastina té un $E= 0,6$ MPa. Un cop comencen a treballar les fibres de col·lagen, es produeix un creixement marcat de la rigidesa i cal aplicar molt més esforç per estirar el vas. El col·lagen té un $E= 1000$ MPa. [129]. Com més puja la tensió arterial que impulsa la sang, més es rigiditzen els vasos.

La combinació però de materials diversos fa que a la pràctica només es consideri un valor efectiu de mòdul de Young per al aquest segon tram.

Els valors trobats, extrets de [128], tant propis com d'altres treballs, informen de mòduls de Young de de diferents vasos sanguinis i perfils d'edat que porten el valor a variar dels 0,9 MPa a 18 MPa, amb diferenciació clara segons de quina artèria o vena es tracti. Així, les artèries coronàries tenen valors de E al voltant de 4 MPa, mentre que les artèries radials o les venes safenes el valor és al voltant de 15 MPa.

Pel que fa als nervis, la seva estructura fa que el seu comportament sigui més semblant a un model lineal, de forma que és més senzill recollir valors més directes del mòdul de Young longitudinal a tracció a la bibliografia, com ara:

- Nervi ciàtic de conill: E entre 6,5 i 23,6 MPa [130]
- Nervi ciàtic humà: $E=2,15$ MPa [131]
- Nervi peroneal de porc: $7,75 \pm 1,26$ MPa [132]

Novament es troba una dispersió elevada de valors, tot i que en rigor la única dada citada corresponent a un nervi humà és de 2,15 MPa.

S'aprecia com en el cas de teixits tous es parlava de rigideses de l'ordre de kPa i ara es citen, tant per a vasos com per a nervis, valors de MPa, confirmant que no té res a veure el mòdul elàstic dels teixits des del punt de vista d'avaluar la consistència que del comportament a tracció.

Per concloure, s'estableix que per a la modelització de vasos i nervis es buscarà materials quin mòdul elàstic es trobi entre el ventall de 1 a 15 MPa. El fet que difícilment els materials podran emular el comportament dels vasos sanguinis, quant a la seva baixa rigidesa en les primeres etapes de deformació, fa que sigui aconsellable prendre d'entrada un valor més baix que no pas la mitjana d'aquests valors extrems. En canvi, per als nervis sí es pot prendre un valor lleugerament més alt donat que el seu comportament és més lineal des d'inici de la deformació.

Malgrat aquesta previsió, hi ha dificultats en la materialització d'aquests elements per impressió 3D:

- Són elements de poc diàmetre i molta llargada. La construcció per capes fa que un vas o nervi construït en posició vertical es comporti de forma diferent a que si es fa en horitzontal. Aquest problema no existeix per a una massa de teixit, i en canvi sí per a un element esvelt. S'està provant de definir mòduls de Young, i el que potser succeirà és que el límit de ruptura serà molt baix en comparació al real per culpa de la baixa resistència en la direcció normal a l'apilament de les capes.
- La precisió requerida per modelar algunes petites venes i artèries resulta un repte elevat per a les tecnologies d'impressió 3D d'interès de la present recerca, que són les de cost més limitat i per tant més accessibles.

És per això que l'objectiu inicial és proporcionar als equips mèdics primeres versions de prototips amb vasos i nervis que d'entrada siguin genèricament tous en comparació amb el que fins ara s'ha fet. Es fixa com a referència que la seva rigidesa a tracció longitudinal estigui al voltant de:

- $E = 3,5$ MPa per als vasos sanguinis.
- $E = 7,5$ MPa per als nervis.

3.3.6 Duresa dels teixits tous

En l'àmbit de la present recerca – els teixits tous – les escales d'interès que mesuren la duresa són diferents a les clàssiques emprades pels enginyers que treballen amb metalls [133]. Els valors mesurats en les escales Brinnell, Vickers o Rockwell C (per citar les més habituals), són d'utilitat per a materials tècnics de l'enginyeria, com ara els metalls, quina duresa és molt superior al que es pot trobar al cos humà. Així, per a l'os, que es considera el teixit més dur del cos, es localitzen valors a la bibliografia a la zona baixa d'aquestes escales o en variants d'aquestes reservades per a materials menys durs que els metalls (entre el 30 HB o 80 HRM, veure Figura 45).

Cal baixar a les diferents escales de duresa Shore i buscar allà si hi ha disponibles materials aplicables a la impressió 3D que s'acostin als valors dels teixits corporals més tous.

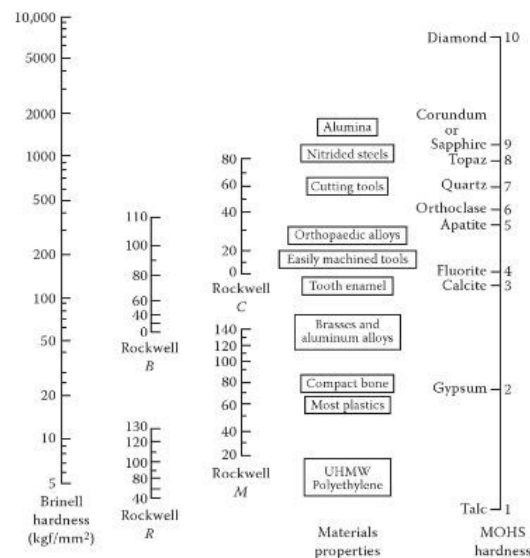


FIGURE 3.13 Hardness of materials.

Figura 45. Posicionat qualitatiu d'escales de duresa i ubicació de materials diversos.
Font: [133].

En tractar de plàstics tècnics i elastòmers, que són alguns dels materials candidats a mimetitzar el cos humà, els fabricants utilitzen l'escala Rockwell R i sobretot els diferents rangs dins de la mesura en escala Shore [134].

És per això que, malgrat les equivalències entre elles no són exactes, i la Figura 46 mostra el rang d'algunes de les escales usades per mesurar la duresa de materials tous:

En qualsevol cas, ja es tenen prou elements per contextualitzar la informació que es trobarà sobre la duresa de materials al mercat susceptibles de ser utilitzats per a la impressió 3D de prototips. La majoria d'ells es troben expressats en les escales Shore A, D, O i OO; i també se'n troben en OOO. Les normes considerades al respecte són referenciades a [136] i [137].

Els duròmetres Shore basen el seu funcionament en el principi de la indentació, tot relacionant la penetració d'una agulla i el mòdul elàstic del material: una agulla sobresurt del duròmetre, i en recolzar aquest contra la peça a mesurar (sempre en posició vertical, altrament es falseja la lectura), la molla que manté l'agulla sobresortint es contrau segons el valor de la duresa de la peça. Si el material té un mòdul elàstic alt, i cal fer una gran força per deformar-lo, l'agulla s'amagarà totalment i la lectura serà 100. Caldrà buscar un duròmetre d'escala superior (per exemple Shore D). Si el material és massa tou, com correspon a un mòdul elàstic baix, l'agulla no s'amagarà gens, penetrant tota ella en el material, i la lectura serà 0: caldrà buscar un duròmetre per a dureses inferiors (per exemple Shore OO).

En l'entorn de productes industrials, l'aplicació d'aquestes escales és la següent:

- Les escales Shore O, OO i Shore OOO mesuren la duresa de gomes, elastòmers i gels molt tous. Novament a títol orientatiu, unes laminadures (p.ex. ossets de goma) entre 10 i 30 Shore OO, i unes plantilles ortopèdiques de peus en gel o un seient de bicicleta del mateix material entre 36 i 45 Shore OO.
- L'escala més utilitzada, on es localitzen la majoria de materials elastomèrics industrials, és la Shore A, i inclou resines usades en la tecnologia d'Injecció de gotes de fotopolímer, així com els filaments flexibles tous per a tecnologia FFF.
- L'escala Shore D s'utilitza per donar valors d'elastòmers més rígids així com plàstics durs. Exemples d'aquesta escala i de l'anterior es mostren a la Figura 48.

a)



b)



Figura 48. a) Posicionat de materials industrials i exemples de productes en les escales Shore A i D de dureses. b) Duròmetre Shore A i mostra-patró de dureses diferents. Font: [138].

Es coneixen poques dades sobre quins valors de duresa – mesurada amb duròmetres Shore – tenen els teixits tous. Molts treballs es refereixen a teixit ossi, amb la finalitat d'avaluar l'ús com a pròtesi de biomaterials alternatius que tinguin les seves mateixes característiques, entre elles la duresa. Però pel que fa als teixits més tous, les recerques estan relacionades amb la percepció de consistència de l'exterior del cos. Llavors, a part de fonts acadèmiques, la mesura d'aquesta duresa externa ha interessat a ortopedistes, maquilladors per a efectes especials, fabricants de maniquins de gran realisme, així com els proveïdors de materials per a tots aquests usos. De forma majoritària la preocupació en aquesta àmbits és garantir una sensació de duresa superficial idèntica a la d'un cos humà, sense importar la diferenciació del valor d'aquesta en òrgans interiors.

Per a la present recerca s'ha volgut al menys documentar alguns valors bàsics tot fent mesures directes. Per a això va ser necessari, en primer lloc, adquirir un duròmetre Shore OO que, com a símptoma de l'escàs treball en recerca de materials tous, no es localitzava en cap centre de recerca català. A continuació, es va mesurar la duresa als mateixos teixits que van ser sotmesos a la prova DMA de viscoelasticitat (veure apartat 3.3.2). Per al cas del fetge de vedella, el valor registrat va ser d'uns 15 Shore OO, mentre que pel ronyó de xai es va registrar un valor aproximat de 25 Shore OO. En canvi, pel cervell de xai, la seva baixíssima consistència va fer que el valor registrat fos zero, indicant que caldria haver disposat d'un duròmetre Shore OOO per mirar de disposar d'algun valor. La Figura 49 mostra dues d'aquestes lectures.

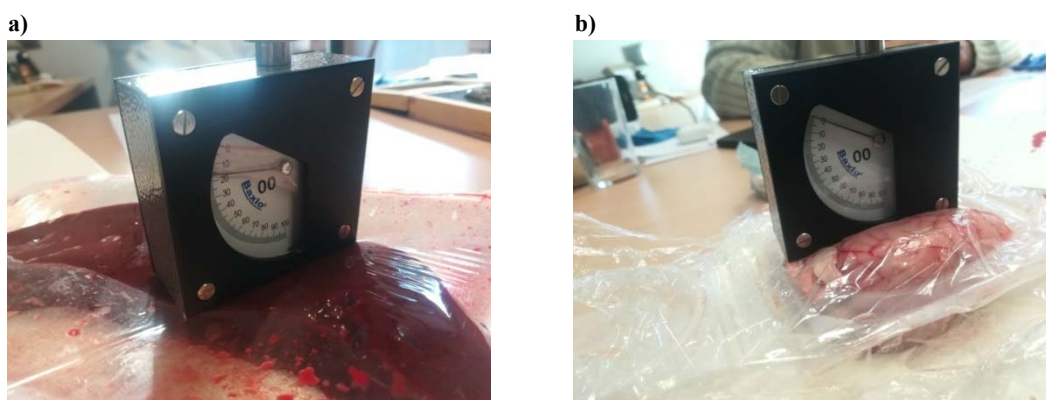


Figura 49. a) Mesura de duresa de fetge de vedella. b) Mesura de duresa de cervell de xai. Font: pròpia.

Entre els treballs acadèmics, una interessant línia de recerca és la dedicada a dispositius de mesura de la duresa de teixits tous. Aquesta línia troba la seva raó de ser en la correlació (ja exposada a l'anterior apartat) entre la rigidesa que un metge pot percebre o mesurar d'una zona del pacient i la identificació d'alguna patologia, com per exemple l'esclerodèrmia localitzada, limfoma d'Hodgkin, etc. Ja s'ha vist a l'apartat anterior com en l'àmbit oncològic la detecció d'una zona de consistència més elevada sol ser indicativa de la presència d'un tumor, i com la identificació del càncer pit o pròstata, per exemple, es pot fer mitjançant palpat, que facilita la percepció subjectiva d'aquesta consistència elevada. S'ha exposat igualment com en les zones no accessibles del cos,

on no es pot fer el palpat o avaluar la duresa, les tecnologies basades en ultrasons permeten conèixer la consistència basada en el valor del mòdul elàstic.

Malgrat que, com s'ha vist, els duròmetres són una eina vàlida per a aquest objectiu, l'aplicació d'aquests a la mesura del teixit viu comporta alguns problemes que han impulsat el desenvolupament d'instruments específics de mesura de teixit tou (*soft tissue stiffness meters*) [139][140], que no són altra cosa que indentadors que imposen una determinada deformació i recullen el valor de força associat a aquesta deformació. Això els permet usar un sol aparell per diferents rangs de duresa (al cost de sofisticar-lo amb transductors de força i l'electrònica associada a aquesta), cosa que no és possible amb els duròmetres, doncs el principi de treball és d'imposar una força en un determinat rang (mitjançant una simple molla), i registrar la deformació produïda. A més, aquests instruments no cal que siguin ubicats en posició vertical com els duròmetres, facilitant la mesura en els pacients.

Però a la fi, les dades concretes de valors Shore de duresa de teixits vius són escadusseres. Entre les trobades [141 a 144], es presenten a la Taula 14 alguns valors d'interès per a ser considerats de forma qualitativa, entenent que el valor assignat és una simplificació donat que per a tots ells s'han trobat valors al voltant de la xifra indicada en diversos treballs:

Taula 14. Valors de duresa de teixits tous obtinguda per mesura superficial externa. Font: [141 a 144].

Teixit	Duresa	Escala Shore
Teixit adipós	35	OOO
Pell	25	O
Pleura artificial	10	A
Peu (zona plantar)	20	A
Múscul	30	A

Amb aquesta informació es clou el recull de dades d'interès centrats en els teixits tous, que serviran per fixar més endavant en aquest capítol un criteri orientatiu per seleccionar materials que puguin mimetitzar-los.

3.3.7 Mimetització de fluids

En el progrés de la mimetització de teixit viu, un aspecte que a hores d'ara no té precedents a l'assaig d'intervencions és la possibilitat de l'ús de fluids. Aquests s'haurien d'incorporar d'alguna manera quan el prototip ja estigués fabricat mitjançant impressió 3D.

L'aplicació més evident seria donar més verisme als vasos sanguinis, que no solament es modelarien amb característiques elàstiques com les detallades a l'apartat 3.3.5 sinó que, a més, contindrien un fluid similar a la sang per a que, en cas de seccionat, es

produís la corresponent hemorràgia, i que el cirurgià pogués procedir a l'assaig de la seva cauterització. Una de les parts crucials a la cirurgia és d'una banda el tall i cauterització d'arteries i venes que irriguen el tumor, i d'altra la reacció ràpida davant de l'afectació de qualsevol altre vas no relacionat amb el tumor. Ja s'ha exposat que el risc de seccionar un vas important és el que pot arribar a fer desaconsellable procedir a la intervenció, o un cop es duu a terme, aquest risc és un factor limitador de l'extracció de la massa tumoral en zones molt properes als vasos.

L'ús en prototips dels medis i procediments de cauterització per calor o químics empleats al quiròfan (ús de pinces bipolars o Ligasure®) són d'aplicació complexa amb materials industrials possiblement polimèrics que mimetitzarien els vasos: entrarien factors en joc com ara la transferència de calor i fusió amb conseqüències incertes (inflamabilitat, emissió de fums...). Cal en definitiva, un cop es disposi de primers prototips amb vasos sanguinis modelitzats com a tous, veure com interactuen amb ell els diferents instruments que utilitza el cirurgià per a l'hemostàsia (cauterització de vasos) en el transoperatori [145]:

- Mecànics: compressió local, lligadura, sutura vascular, clips, cera per ossos.
- Per calor: electrocirurgia, coagulador d'argó, làser, dissector ultrasònic, pinça bipolar retroalimentada (Ligasure®).
- Agents químics: cel·lulosa oxidada, esponja de gelatina, col·làgena microcristal·lina absorbible, malla d'àcid poliglicòlic, segell de fibrina, cianoacrilats.

Tot i que s'endevina la complexitat i dificultat derivada d'aquest possible grau extrem de mimetisme, l'assaig de l'operació amb un prototip que es comportés hemodinàmicament com el pacient suposaria una revolució que ja s'aplica en models d'entrenament quirúrgic. No debades, el drenatge de la sang és una de les activitats clau que cal executar amb precisió a qualsevol intervenció crítica. I és per això que es troben treballs de recerca sobre simuladors virtuals de ruptures i cauteritzacions de vasos [146], i productes comercials emulant sang per a ser utilitzat en models d'entrenament quirúrgic, sovint com a "consumible" que cal reposar [147], o també per a maquillatge, sent fàcil de trobar receptes casolanes per fabricar-la un mateix a partir de productes alimentaris (sang falsa).

Les característiques que s'expressen i que volen ser mimètiques amb la sang real són:

- Propietats acústiques (velocitat del so), a fi que l'entrenament mèdic amb aparells d'ecografies i RM sigui realista.
- Color de tonalitat vermella, amb agents fungicides i antibacterians per allargar el seu ús en el temps.
- Viscositat aproximada a la de la sang, de 3,65 cP (mPa·s) [83], que és 4 cops més elevada que la de l'aigua a 25°C (0,89 mPa·s).

Pel que fa a aquesta darrera característica, potser la més representativa a efectes de mimetització biomecànica, la sang és un fluid no newtonià, quin comportament es deriva de les característiques especials dels glòbuls vermells. Amb major gradient de

l'esforç tallant, la viscositat es redueix (tal com succeeix en la sístole) i amb menor gradient (final de diàstole), la sang es fa més viscosa, s'espesseix. De cara a l'aplicació de fluid mimètic amb la sang en un prototip, és acceptable considerar el valor mitjà d'aquesta viscositat citat abans.

A part de la sang, hi ha poc interès en altres fluids per a ser mimetitzats i incorporats a prototip per assajar una intervenció quirúrgica d'oncologia. Com a molt, podria tenir sentit afegir plasma sanguini (la sang sense cèl·lules, és a dir la matriu extracel·lular del "teixit sanguini"), de caràcter newtonià i amb una viscositat a 37°C compresa entre 1,1 i 1,3 mPa·s. La variació d'aquesta viscositat és usada com a eina de diagnòstic mèdic d'algunes malalties [148]. O també fluid limfàtic, de viscositat 1,8 mPa·s [83]. Evidentment en el cos humà hi ha altres fluids (líquid sinovial, fluid cerebroespinal, orina...) i no es pot descartar que en algun cas pogués ser d'interès la seva mimetització.

3.3.8 Conclusions: correlació entre teixits vius i materials

A partir de les dades anteriors, es considera que s'està en condicions de fer una proposta de correlació entre teixits vius i materials que els puguin mimetitzar en un prototip fabricat additivament per a ser usat en assaig quirúrgic.

No s'ha dedicat temps a tractar els teixits rígids, concretament els ossos i els cartílags: se'ls considera un complement, una referència anatòmica per a situar millor les zones que seran objecte d'anàlisi i assaig. Això vol dir que mentre el material usat sigui prou rígid (i la majoria de materials i tecnologies d'impressió 3D ho són), ja n'hi haurà prou.

El punt central és mimetitzar teixits tous. I, tal com s'ha vist al primer apartat d'aquest capítol, un bon paràmetre per mimetitzar els teixits tous seria que els materials que els mimetitzessin tinguessin la mateixa corba tensió-deformació. Respecte a això, s'ha exposat com els teixits tous són viscoelàstics, sense linealitat en la forma d'aquesta corba i amb trajectòries diferents segons la tensió (o deformació) estigui augmentant o disminuint i amb formes diferents segons la velocitat d'aplicació de l'esforç o la deformació (histèresi i *creep*). La seva rigidesa (mòdul elàstic) és baixa davant esforços petits, però quan la seva deformació pren valors significatius, aquesta augmenta.

Trobar materials que es comportin de la mateixa manera és possible, però la complexitat del procés de caracterització i assaig és molt elevada. S'han observat simplificacions en algunes recerques, centrant per exemple la mimetització en algun paràmetre considerat clau: en la formulació d'hidrogels aquest era la velocitat del so en travessar-los, doncs així es visualitzaven igual en aparells mèdics d'ultrasons, usant-los llavors com a eina de calibrat.

En el cas dels prototips d'assaig quirúrgic, el cirurgià busca que la consistència davant un esforç moderat sigui representativa del que es trobarà en el cos del pacient. El paràmetre més simple per a quantificar aquest fet s'ha vist que pot ser el mòdul elàstic. Aquest paràmetre no és l'únic possible a considerar: la duresa, l'ús de metodologies pròpies de les indústries relacionades amb materials, o la intervenció del comportament viscoelàstic que caracteritza als teixits tous mitjançant els paràmetres que pot facilitar un assaig DMA també són a l'abast.

La recerca sobre valors d'aquests paràmetres en els teixits vius ha posat de relleu que, gràcies al progrés de les tecnologies d'ultrasons, existeix molta informació disponible sobre el mòdul elàstic, ja sigui transversal o longitudinal (de tracció o compressió). També es troben alguns valors de duresa, però en menor intensitat i sobretot de zones superficials del cos.

Si pel que fa als teixits tous, doncs, es consideren caracteritzats amb el mòdul elàstic (K, G, E), els fabricants de materials tous opten majoritàriament per informar de la consistència mitjançant el valor de la duresa.

Partint llavors del fet que hi ha vinculació entre duresa (resistència d'un material a ser penetrat per un indentador) i mòdul elàstic (relació entre la tensió aplicada i la deformació que aquesta produeix), es proposa fer una equivalència dels mòduls elàstics trobats per diferents teixits tous a valors de duresa que hauran de tenir els materials que pretenguin mimetitzar-los. Aquesta correlació s'ha de fer amb totes les prevencions possibles. La duresa no sols té relació amb el mòdul elàstic, també la té amb molts altres paràmetres de difícil mesura i control com indica la normativa [136]: comportament viscoelàstic, gruix de la mostra, geometria de l'indentador, pressió exercida i velocitat d'increment d'aquesta...

Per tant la Taula 16 que es presenta més endavant és una primera proposta per a millorar qualitativament els prototips d'assaig, i representa una eina per:

- Millorar la percepció de la consistència en els assajos quirúrgics respecte a la situació actual.
- Obrir el ventall de materials respecte als habituals emprats en impressió 3D, posant la prioritat en la mimetització per damunt de tot.
- Focalitzar en aquelles tecnologies d'impressió 3D que facilitin el treball amb materials de consistència similar a la dels teixits vius.

Amb aquest plantejament només es satisfà parcialment la demanda de mimetització reclamada pel cirurgià:

- No es pot garantir que la corba tensió-deformació sigui igual, ni que de fet el mòdul elàstic a la zona baixa de la corba sigui el mateix en el teixit tou que en el material escollit.
- No es garanteix que el nivell d'isotropia o anisotropia de les propietats mecàniques del teixit tou (sovint fibrat i anisotròpic) siguin les mateixes que el material (sovint

- isotròpic d'origen però anisotròpic derivat de la construcció tridimensional per capes).
- Es parteix de valors universals de mòdul elàstic de teixits tous que en realitat presenten molta variabilitat degut a coses tan bàsiques com l'edat o sexe del subjecte.
 - S'han apartat paràmetres d'alt interès com la tensió de cisallament donada l'absència de dades significatives així com la dificultat de dur assaigs normatius o industrials (fulles de tall de Warner-Bratzler). Una extensió de la present recerca passa per aquest punt que permetria, per exemple, reproduir en un prototip la resistència que oposa una membrana del cos a ser tallada per un bisturí.
 - S'ha obviat el caràcter viscoelàstic dels teixits i materials tous, que pot aportar una informació qualitativa d'alt interès referida a la percepció del cirurgià en la relació entre la força que exerceix i el "retard" en la deformació, típica de materials quin comportament no és del tot elàstic sinó que també és viscos en una certa mesura, identificable amb assaigs de tipus DMA.

Noves activitats de recerca en marxa aportaran informació sobre el caràcter viscoelàstic de teixits i materials a fi de perfeccionar els criteris de mimetització, i per això es farà un escombrat d'assaigs DMA de teixits vius i materials industrials. També s'explorarà la possibilitat d'afegir l'elastografia a la informació d'imatge mèdica DICOM actual, sent coherents amb el fet que l'assaig quirúrgic és sempre basat en un cas únic personalitzat.

Es disposaria llavors d'una "base de dades" creixent de valors de mòdul elàstic de teixits, així com de mòduls d'emmagatzematge i de dissipació, i s'aniria ajustant la correlació amb la duresa que se'ls associa per a la tria de material. L'objectiu, davant la necessitat de disposar d'un prototip mimètic que calgui assajar per a un cas real, seria conèixer les característiques viscoelàstiques reals dels teixits del pacient, i que el prototip fos materialitzat mitjançant fabricació additiva amb les mateixes característiques. Gràcies a això, l'equip mèdic procediria a l'assaig previ a la intervenció (com el que es veu a la Figura 50) i la percepció que tindria manipulant el materials tous del prototip seria la mateixa que la que trobaran al quiròfan amb els teixits vius.

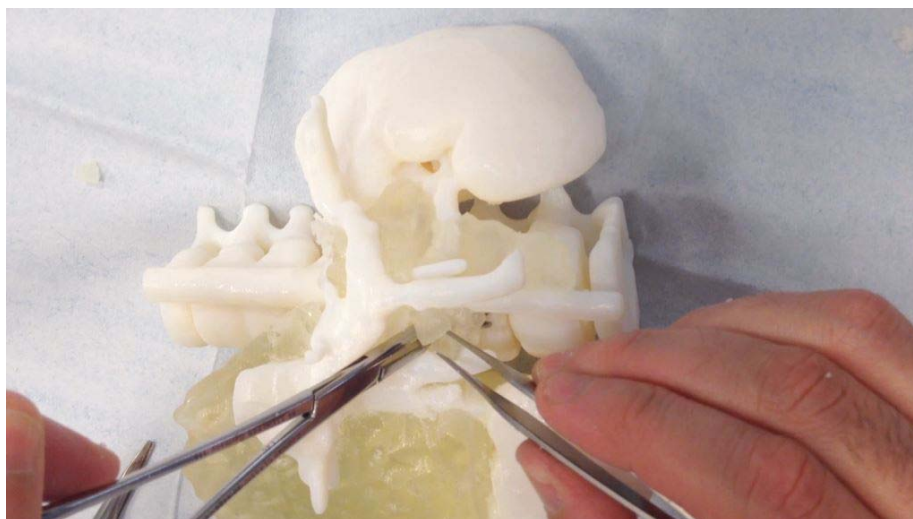


Figura 50. Procés d'assaig d'intervenció quirúrgica per eliminar un neuroblastoma. Tumor modelitzat en resina fotopolimèrica de duresa 27 Shore A. Font: Lucas Krauel, HSJD.

En conclusió, la següent correspondència que mostra la Taula 15 (que integra el ja vist a la Taula 13) entre dureses de materials i mòdul de Young de teixits tous és un punt de partida però en absolut d'arribada.

Taula 15. Equivalència entre dureses de materials i mòdul de Young de teixits tous. Font: pròpia.

Shore OOO	30	35	40	45	50	52	53	54	56	58	60	63	65	70																								
Shore OO			10	15	20	25	30	35	40	45	50	55	60	62	70	76	90	83	86	88	90	91	93	94	95	97	98											
Shore O										8	14		20	28	35	42	48	53	57	61	65	69	72	75	79	84												
Shore A										5	8	10	11	13	15	20	25	30	35	40	45	50	55	60	65	70	75	80	85	90	95							
Shore D																	6	7	8	10	12	14	16	19	22	25	29	33	39	46								
Rockwell R																														3,5	17	32						
Mòdul Young (kPa)		1			5			10		15			20	25	30	35	40			60			70								80				90			100

Insistent en la provisionalitat de la Taula 15, el cas de la Figura 50 mostra un tumor que, si s'hagués fet cas de la previsió de mòdul elàstic i la seva duresa associada, hauria d'haver estat modelat amb un material d'uns 45 Shore A. El cert és que la consistència real d'aquest neuroblastoma era encara menor que la resina epoxídica fotosensible amb que es va modelar (segons el fabricant, de duresa 27 Shore A), representant això la prova de que es fa necessari obtenir informació fiable sobre el mòdul elàstic de cada teixit per a cada cas, i a partir d'aquí anar provant i ajustant la correlació mòdul elàstic-duresa presentada a la Taula 15.

Com a conclusió, es tanca aquest apartat de mimetització de teixits vius amb la següent Taula 16 on es fixa la correspondència de dureses respecte als mòduls de Young indicats, entre d'altres, a la Taula 10 de l'apartat 3.3.4, així com amb les densitats esperades.

Taula 16. Valors de rigidesa, duresa i densitat d'una selecció de 11 teixits representatius del cos humà.

Teixit	Mòdul Elàstic longitudinal E (kPa)	Duresa	Densitat (kg/ m ³)
Pulmó	2,85	40 Shore OOO – 10 Shore OO	394
Fetge normal	6,55	52 Shore OOO – 25 Shore OO	1.050
Pit teixit adipós	9,90	54 Shore OOO – 35 Shore OO	911
Ronyó	12,66	56 Shore OOO – 40 Shore OO	1.050
Pàncrees	14,40	58 Shore OOO – 45 Shore OO	1.050
Pit teixit fibroglandular	22,50	56 Shore OO – 10 Shore A	1.050
Glàndula Paròtide	31,14	60 Shore OO – 13 Shore A	1.050
Cervell matèria blanca	40,80	70 Shore OO – 20 Shore A	1.050
Pit tumor	45	30 Shore O – 22 Shore A	1.050
Múscul	49,80	35 Shore O – 25 Shore A	1.050

Pel que fa als altres teixits considerats, les conclusions al respecte són:

- Vasos sanguinis: es cercarà materials quin mòdul elàstic a tracció sigui proper a $E=3,5$ MPa.
- Nervis: es cercarà materials quin mòdul elàstic a tracció sigui proper a $E=7,5$ MPa.
- Sang: s'adquirirà líquid ja utilitzat en simuladors d'entrenament quirúrgic, afegint-se per injecció posterior a la fabricació del prototip als vasos o cavitats on ha d'estar continguda. Es dona per suposat que les característiques principals (color, viscositat) seran mimètiques a les de la sang real.

Aquestes dades seran utilitzades al capítol 7 per, un cop estudiats els materials industrials susceptibles de ser utilitzats, fer una proposta d'aparellament entre teixits i materials industrials, establint una orientació per a modelar mitjançant impressió 3D prototips multimaterials mimètics per a assaig quirúrgic.

3.4 Paràmetres vinculats als prototips: esterilització per a ús en el quiròfan

Malgrat s'està fent referència als paràmetres dels teixits vius que seran claus per obtenir un prototip que el cirurgià consideri eficaç per simular un assaig, hi ha altres paràmetres rellevants que són més propis dels materials que constituïran el prototip i que cal tenir igualment en compte.

Aquests paràmetres, de caràcter fisicoquímic, tenen vinculació directa o indirecta amb tot el procés de vida útil del prototip, començant per la seva fabricació i acabant amb el seu ús al quiròfan i eventual eliminació:

- Factibilitat d'obtenir per impressió 3D components molt tous.
- Riscos inherents de la seva manipulació que han de recollir les fitxes de dades de seguretat dels productes (MSDS, *Material Safety Data Sheets*).
- Estabilitat al llarg del temps (velocitat de degradació per factors endògens o exògens).
- Eventuals canvis en contacte amb instrumental mèdic.
- Capacitat dels materials de resistir procediments d'esterilització per al seu ús al quiròfan.
- En el mateix sentit de possible afectació en l'esterilització, un paràmetre rellevant pot ser l'adhesió entre capes de diferents materials en impressions 3D multi-material.
- Reciclabilitat.
- ...

Tots aquests paràmetres van més enllà de la mimetització del teixit viu, englobant les qüestions que cal tenir presents per aconseguir un bon procés d'assaig quirúrgic. La rellevància de cadascun d'ells respecte a la recerca de la mimetització ha de ser avaluada, sense descartar, com s'ha dit, que sigui mitjançant nous casos mèdics reals d'assaig amb prototips i posterior cirurgia el que permeti avaluar oportunitats de millora relacionades amb aquesta mimetització.

De tots els citats, el més rellevant per orientar la present recerca és el referent a l'esterilització: des del punt de vista de l'usuari del prototip, que en aquest cas és l'equip mèdic, és important que aquest pugui ser utilitzat en tot moment. La creixent incorporació de la impressió 3D de sobretaula de tipus FFF als hospitals fa que molts d'ells s'interroguin per quins filaments permetran la seva esterilització. En aquest sentit, en paràgrafs que segueixen dins d'aquest mateix apartat, es comenten dades extretes de proves fetes al llarg de 2017 i 2018 a l'HSJD amb la col·laboració del CIM UPC.

Tot i que l'ús del prototip és sobretot previ a la intervenció quirúrgica, i que per tant el seu lloc d'aplicació és la sala de reunions de l'equip mèdic, on es farà la preparació de

la intervenció, també és lògic que es demani que el prototip estigui disponible en el moment de la intervenció per a ser usat com a element de consulta.

Llavors, la seva presència al quiròfan pot ser de dues formes.

- Sense esterilitzar: ha de quedar dins del quiròfan a una certa distància, garantint de que no hi ha risc de contaminació per al pacient o d'elements que podrien entrar en contacte amb aquest.
- Esterilitzat: es disposa junt amb la resta de material i instrumental esterilitzat a l'abast de l'equip mèdic, i no hi ha cap problema en el fet que els cirurgians puguin tocar i usar el prototip en el transcurs de l'operació.

L'esterilització de materials per a ser aptes en un entorn mèdic d'intervencions quirúrgiques es pot fer de diverses formes segons la situació i el material a esterilitzar (roba, instrumental quirúrgic, elements a implantar...).

El terme “esterilitzat” queda definit per la norma ISO 11135 com “lliure d'organismes viables”. Els procediments per aconseguir aquest objectiu poden ser físics, químics i físico-químics. Els prototips que es pretén usar en el quiròfan i ser considerats com a esterilitzats han de passar per algun d'aquests mètodes.

En el cas dels prototips realitzats per l'autor per a l'HSJD [149], el procediment usat va ser el de vapor de formaldehid. La temperatura a la que es sotmet els prototips està compresa entre els 60 i 80°C. Aquests nivells de temperatura, tot i que aparentment baixos, poden ser ja crítics per a alguns dels materials usats, com les resines fotopolimeritzables, amb temperatures màximes de treball compreses entre els 45 i 70°C, per damunt de les quals les deformacions les alteren irreversiblement. En canvi, es tracta de temperatures aparentment suportables per altres tecnologies i materials emprats en impressió 3D, com ara alguns filaments plàstics (FFF) o pols de poliamida (SLS), per citar dues de les tecnologies emprades en els prototips fets per a l'HSJD.

A continuació es fa una breu exposició dels sistemes de possible utilització per a la esterilització de prototips, recopilats de diverses fonts hospitalàries [150] i industrials [151]:

- Mètode físic per calor seca: l'agent esterilitzant és l'aire sec a alta temperatura (entre 150 i 180°C) amb un temps elevat d'exposició (entre 30 i 150 minuts), aplicat per estufes metàl·liques. Tot i el seu baix cost, el seu ús hospitalari és reduït, i es descarta la seva aplicació donat que degradaria els prototips fets de material termosensible, com els polímers habituals en impressió 3D, ja siguin resines epoxídiques o filaments termoplàstics entre d'altres.
- Mètode físic per calor humida o vapor d'aigua en autoclau (*moist heat sterilisation*): es fan cicles de vapor saturat d'aigua i buit. Es combina cicles amb variacions de pressió (entre 0,2 i 0,25 MPa) i temperatura (de 121 a 134°C segons els materials) al

llarg del temps (aproximadament una hora). També, segons els materials, es fan cicles flash a més temperatura (132°C), menys pressió (0,12 MPa) i menys temps. Entre d'altres materials, s'aplica a cautxús (121°C), i per tant sembla aplicable a polímers i silicones usats en impressió 3D, però no a resines epoxídiques fotosensibles. La termoresistència dels materials que s'apliquin als prototips és un factor essencial i, com es veurà, és un gran factor limitant per als filaments més habituals en impressió 3D de tipus FFF. Les variacions de pressió també afecten als prototips, alguns dels quals tenen zones internes amb aire derivat de l'aplicació d'un percentatge de *infill*.

- Mètode químic per gas d'òxid d'etilè (EtO): es fa a baixa temperatura (entre 45 i 57°C) en contrast amb els mètodes físics. Cal prendre precaucions donada la seva inflamabilitat. El seu caràcter carcinogen fa que s'aconselli evitar-lo a menys que els altres sistemes no garanteixin l'esterilització. Això succeeix per a materials amb molts “racons”, doncs penetra a tot arreu. El cicle comença fent el buit a la cambra per després anar injectant el gas (entre 0,1 i 0,2 MPa), i al final es torna a fer el buit per eliminar el gas. El temps emprat és considerable, i pot anar des de les 8 a les 60 hores, considerant també la necessitat d'aeració de les peces donada l'alta toxicitat del gas. Com en el cas de calor humida, cal vigilar que el buit no afecti la integritat física del prototip. La temperatura és acceptable per als materials dels prototips, fregant el límit en el cas de les resines epoxídiques més habituals.
- Mètode químic per àcid peracètic: també a baixa temperatura (uns 52°C), en un cicle de 30 minuts habitual per a material termosensible i per tant d'entrada adient per a prototips d'assaig quirúrgic. Però es fa per immersió en unes cambres especials i per tant cal verificar que no afecti al prototip (per exemple, retenint líquid). Un altre aspecte és com pot afectar el caràcter corrosiu de l'àcid als materials dels prototips, tot i que als plàstics no els hauria d'afectar.
- Mètode físico-químic per vapor de formaldehid (més conegut com a “formol”): força utilitzat a Europa a diferència dels Estats Units [152], es fa a uns 70°, amb cicles similars als de EtO tot aplicant pressió variable. Es parteix de formalina (solució en aigua de formaldehid al 40%) que es vaporitza en gas formaldehid en una concentració d'uns 8 a 16 mg/l. El cicle d'esterilització és d'unes 2 hores, més ràpid que el de EtO, i consisteix en una sèrie d'etapes que inclouen fer inicialment el buit a la cambra (pressió negativa de -0,1 MPa), per a continuar amb l'admissió de vapor a la cambra, mentre la bomba de buit continua activa per purgar la cambra d'aire i escalfar els materials, i seguidament s'apliquen una sèrie de polsos de gas formaldehid, seguits de vapor. A continuació s'elimina per vapor i per aire el formaldehid, i es torna a introduir i eliminar de la mateixa forma en cicles repetits. Aquest sistema ha estat usat amb resultats positius per a prototips d'assaig quirúrgic a l'HSJD amb prototips de PA (impressió 3D per SLS).

- Per radiació de Cobalt 60 (raigs gamma): calen instal·lacions industrials, a diferència de les anteriors que es fan a l'hospital mateix. És necessari, llavors, disposar de marge de temps suficient per enviar-lo a l'empresa que disposi de l'equip i el retorni convenientment precintat. Aquesta és una dificultat important: normalment no hi ha marge de temps perquè, un cop el prototip s'ha fabricat, ha de ser usat per assajar l'operació sense dilació doncs la intervenció es programa amb molta immediatesa). És un mètode car, que contravé el propòsit de reduir el cost dels prototips a fi d'estendre el seu ús. Però a diferència d'altres sistemes, com els físics, no cal patir per la qüestió de la temperatura.

Com a conseqüència dels progressos en la incorporació de tecnologies de prototipatge a HSJD, el CIM UPC va col·laborar en un estudi per a caracteritzar el comportament de filaments termoplàstics per a impressores 3D davant dels processos d'esterilització utilitzats, que van ser limitats als que s'usaven en aquest hospital: el mètode físic per calor humida o vapor d'aigua en autoclau i el mètode físico-químic per vapor de formaldehid. Una de les conclusions va ser confirmar la impossibilitat del PLA (el material més usat en impressió 3D de sobretaula) per a resistir sense deformacions tots dos processos, derivat de la combinació de canvis de pressió i la superació de la temperatura de transició vítria del material.

Pel que fa a les proves fetes a l'HSJD usant autoclau, els assaigs es van fer utilitzant els dos tipus de cicle més comuns: el de temperatura fins a 121°C i pressions de 0,1 MPa, també anomenat assaig "cautxú", i el cicle més fort de temperatura fins a 134°C i pressions entre 0,2 i 0,25 MPa. En una primera tanda, a l'estiu del 2017, es va explorar el comportament de peces tècniques de PLA a l'esterilització amb formaldehid i cicles d'autoclau a 121°C. Això es visualitza a la Figura 51, on es mostra una prova d'esterilització amb autoclau: un component imprès en PLA s'ha deformat de manera inadmissible. En una segona tanda (2018) es van assajar provetes normalitzades de tracció fetes amb un rang prou ampli de filaments: Filaflex®, HT®, PLA HT, poliamida (iOn Nylon Alloy), dues variants normals d'ABS (ESUN i BCN3D), ABS Medical Smartfil®, PLA i TPU.

També s'ha explorat la bibliografia al respecte de l'aplicació d'aquests mètodes en prototips obtinguts mitjançant tecnologia FFF. Així, a [151] s'avaluen fins a 9 materials emprats en impressores 3D de deposició de fil de Stratasys® (5 variants de ABS, PC, PC-ISO, PPSF i Ultem 9085®). Les conclusions són que els processos d'esterilització basats en autoclau afecten a les peces d'ABS, deformat-les, i en canvi el policarbonat iso (PC-ISO), la polifenilsulfona (PPSF) i el Ultem 9085® (denominació comercial de la polieterimida PEI) aguanten bé els processos tèrmics d'autoclau. Aquest resultat, contrastat també en els assaigs fets per HSJD, és coherent amb les dades sobre característiques tèrmiques dels filaments habituals en impressió 3D: els que tenen temperatures de transició vítries inferiors a les temperatures de treball dels autoclaus (entre 121 i 134 °C) difícilment suporten aquest procés, reflectint-se en alguna mena de

deformació en les peces que pot invalidar el seu posterior ús malgrat s'hagi assolit l'esterilització.



Prova 1 (07/08/2017): Esterilització a Autoclau (120° / 2-2,5 atm)

- *Característiques material*: PLA Esun Colorfila Artic White de 2,85 mm ($\pm 0,05$ mm)

- *Característiques d'impressió*:



Figura 51. Validació del procés d'esterilització mitjançant autoclau per a peces impreses en 3D. Font: Arnau Valls, HSJD (2017).

A la Taula 17 s'han recollit les dades disponibles per a una sèrie de materials, incorporant tant dades de la bibliografia com els resultats de les esmentades proves realitzades per HSJD amb el suport del CIM UPC. La descripció de les dades és la següent:

- Temperatura de transició vítria (T_g , *Glass Transition temperature*) per a polímers amorfs sense punt de fusió registrable. L'assaig per determinar-la es descriu a [153].
- Temperatura de distorsió sota càrrega (HDT, *Heat Deflection Temperature*), que indica la temperatura a la que el material, sotmès a càrrega de flexió, assoleix una certa deformació. L'assaig per determinar-la es descriu a la corresponent normativa ISO [154], tot i que molts materials s'han descrit seguint la norma ASTM [155]. En aquest darrer cas, sovint es donen les temperatures per a una càrrega de 66 psi i 264 psi.
- Temperatura d'estovament de Vicat (VST, *Vicat Softening Temperature*), que indica la temperatura a la que un indentador circular penetra 1 mm en el material. L'assaig per determinar-la es descriu a [156], i pot ser feta amb diferents càrregues i diferents velocitats d'escalfament.
- Temperatura de fusió (T_f) per a polímers amb algun grau de cristal·linitat suficient com per definir-lo. Com per al cas de la T_g , l'assaig per determinar-la es descriu a la norma a [153].

- Temperatura de consigna recomanada pels fabricants d'impressores 3D per als broquets ($T_{\text{impressió}}$). No s'ha inclòs una altra dada associada, que és la temperatura de lilit calent a fi que es produeixi una bona construcció de la peça: per als materials que s'extrudeixen a alta temperatura (Ultem®, PEEK...) es recomanen temperatures de fins a 120°C.
- Capacitat del material de suportar el procés d'esterilització, assumint que la seva forma no es modificarà i que l'esterilització haurà estat efectiva. Tot i haver indicat que la recerca es centrava en el processos d'autoclau i formaldehid, s'han recollit també les dades disponibles per a dos altres procediments molt comuns: EtO i raigs gamma. Donada l'escassa recerca sobre aquest tema punter, en molts casos es desconeix si el material té aquesta capacitat.

Taula 17. Filaments plàstics rígids per a impressió 3D d'interès per a esterilització. Característiques tèrmiques i capacitat de suportar processos d'esterilització. Font: [51], fabricants, HSJD, pròpia.

	HDT (°C)	VST (°C)	Tg (°C)	Tf (°C)	T impressió	Esterilització sense canvis físics				
						Formol	Autoclau 121°C	Autoclau 134°C	EtO	Gamma
Filaments plàstics per a impressió 3D										
PCL (sense additius)*	nd	nd	-60	60	90	No	No	No	pnr	pnr
PLA (sense additius)*	55	nd	60	175	190-220	No	No	No	pnr	pnr
HT	81-94	nd	100	nd	250-260	Si	No	No	pnr	pnr
PLA HT (variants segons fabr.)*	90	86	nd	175	190-220	Si	Si	No	pnr	pnr
PETG guideline Taulman 3D*	70	100	77	220	244-252	pnr	pnr	pnr	pnr	pnr
Filaflex	nd	nd	nd	nd	200-260	Si	No	No	pnr	pnr
TPU	44-74	nd	(-34) - (-20)	nd	220	Si	Si	No	pnr	pnr
ABS ESUN	nd	nd	nd	amorf	240	Si	Si	No	pnr	pnr
ABS BCN3D PRO	85 ^e	nd	nd	amorf	240-260	Si	No	No	pnr	pnr
ABS-M30i*	82-96	99	108	amorf	220-260	pnr	pnr	No	Si	Si
ABS Medical Smartfil*	98	101	nd	amorf	240	Si	No	Si	pnr	pnr
ADWire PRO ABS Medical*	74-87	95-99	103	amorf	nd	pnr	pnr	pnr	pnr	pnr
PA (Nylon) (moltes variants)	nd	nd	40-55	180 a 250	240-275	Si	No	No	pnr	pnr
iOn Nylon Alloy	76	nd	86-93	nd	238-255	pnr	pnr	pnr	Si	pnr
PC (variants segons fabricant)	129-132	145-150	147	amorf	260-300	pnr	pnr	pnr	pnr	pnr
PC-ISO*	127-133	139	161	amorf	310	pnr	pnr	pnr	Si	Si
PPSF/PPSU* (variants segons fabr.)	189-205	207-220	220-230	amorf	360-390	pnr	Si	Si	Si	Si
ULTEM 1010 (polieterimida PEI)*	213-216	214	215	amorf	330-350	pnr	Si	Si	pnr	pnr
PEEK (polietereterketona)	152-160	nd	143	343	360-400	pnr	Si	Si	pnr	pnr
<i>*Usats en aplicacions mèdiques o alimentàries</i>										
<i>El rang variable en alguns camps es deriva de dades de fabricants diferents o procediment d'assaig diferent</i>										
<i>nd: no disponible o rang massa gran donades les variants de material</i>										
<i>pnr: proves no realitzades</i>										

Des del punt de vista d'esterilització en autoclau, semblen resultar no aptes ni les resines termoestables usades en impressió per injecció de fotopolímer ni molts dels plàstics usats habitualment en tecnologia FFF. Els termoplàstics no es degradaran com les resines en aplicar les temperatures pròpies de l'esterilització per autoclau, però les deformacions que patiran invaliden el seu ús com a prototip d'assaig quirúrgic (i per descomptat com a material a usar en intervencions, com ara guies quirúrgiques).

La majoria dels que resisteixen el procés d'autoclau (PPSF, PEI i PEEK) precisen treballar en impressores adaptades a suportar altes temperatures d'impressió 3D. Els assaigs amb filaments que poden ser impresos a temperatures de fusió habituals (HT®,

PLA HT, TPU, ABS1, ABS Medical Smartfil®) han posat de relleu que suporten cicles d'esterilització en autoclau a 121°C, i només un d'ells (ABS Medical Smartfil®) ha suportat els cicles a 134°C però no els de 121°C.

Entre els materials assajats, s'inclouen dos dels considerats tous: Filaflex® i TPU, tots dos detallats a l'apartat 4.2. Malgrat tenen una composició similar, el TPU és l'únic dels dos que ha resistit sense deformacions l'esterilització en autoclau a 121°C, tal com recull la Figura 52.

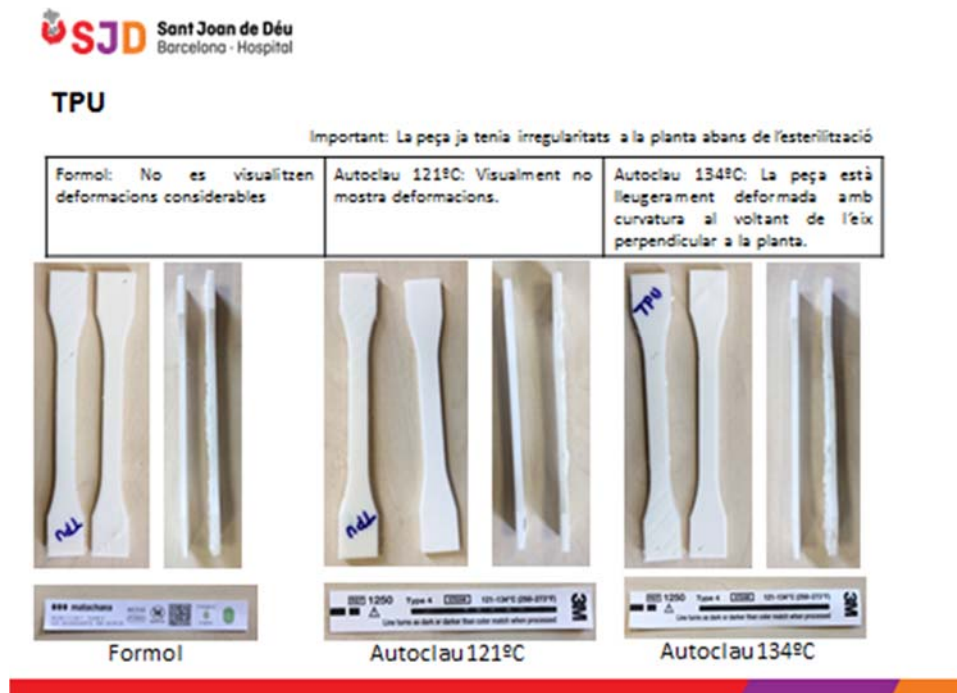


Figura 52. Proves d'esterilització i conservació de la forma per a peces impreses en 3D en TPU. Font: Arnau Valls, HSJD (2018).

En qualsevol cas, s'ha provat amb èxit una sèrie de materials que resistirien sense deformacions apreciables una esterilització basada en vapor de formaldehid. Així, els materials que resisteixen el procés d'autoclau citats abans superen, igualment, el menys exigent cicle de formaldehid. I cal afegir a l'HT®, al Filaflex® i a algun filament de poliamida.

Com a conclusió, si es desitja fer prototips esterilitzables en tecnologia FFF, cal buscar materials que suportin temperatures més elevades sense estovar-se, i se'n troben encara que no siguin d'elevat punt de fusió, doncs condicionarien el tipus d'impressora a utilitzar. Són materials en els que els valor de temperatura d'estovament HDT són més alts (per exemple passen de 55°C a 90°C). En el cas del HTPLA, aquesta prestació està pensada per evitar embussos en l'extrusor (impedint que s'estovi a la zona on s'impulsa el fil per arrossegament). En algun cas, el fabricant indica que, un cop impreses les peces, es poden sotmetre a una mena de procés de revingut (de 70 a 100°C en forn durant 10 minuts) que farà que les peces siguin tèrmicament resistents fins a 140°C.

Tesi Doctoral: Contribució a l'estudi de la impressió 3D per a la fabricació de models per facilitar l'assaig d'operacions quirúrgiques de tumors – Felip Fenollosa i Artés, 2019.

Alguna prova en aquest sentit es durà a terme en el futur, donat que, teòricament, permetria treballar amb el PLA HT també amb el mètode d'autoclau a 134°: en les proves realitzades no s'ha aplicat aquest procés de revingut, i com registra la Taula 17, la peça en PLA HT s'ha deformat en sotmetre-la a esterilització a aquesta temperatura.

Com a complement a la conclusió, val a dir que la preocupació pels materials a usar en el prototips amb capacitat de ser esterilitzats va més enllà dels filaments de FFF que s'han detallat. Ja es pot anticipar que, per a disposar de prototips mimètics amb el cos humà, caldrà fer servir altres materials que no vindran en forma de filament:

- Resines fotopolimeritzables: tal com s'exposarà al capítol 5, la majoria d'aquests materials no suportarien sense deformar-se temperatures superiors a 60°C. L'esterilització de prototips que inclouen aquest material és, doncs, un problema.
- La majoria de silicones – molt utilitzades en instrumental i aparells mèdics – aguanten sense dificultat els processos tèrmics més agressius com el d'autoclau però no es tenen dades sobre si hi pot haver deformacions (algunes silicones s'expandeixen) que les facin no aptes.
- Els hidrogels, quin alt percentatge en aigua no els fa aptes per resistir temperatures. Possiblement, caldrà sacrificar la disponibilitat del material al quiròfan en benefici del mimetisme, si així ho considera l'equip mèdic.

A la present tesi, l'avaluació a efectes d'esterilització d'aquests altres materials queda oberta, sent un aspecte més a desenvolupar en futures recerques. També, respecte els materials ja provats a nivell d'esterilització i a aquests pendents de provar, futurs treballs s'orientaran a comprovar el seu comportament a nivell mecànic abans i després del procés d'esterilització, validant que mantenen les propietats necessàries per a ser utilitzats com a eina d'assaig per als cirurgians.

3.5 Conclusions

En aquest capítol s'ha desenvolupat un punt clau per poder avançar en la impressió de prototips per a assaig quirúrgic: conèixer les característiques dels teixits vius que caldrà reproduir, utilitzant materials de l'enginyeria que seran usats per una impressora 3D per formar, capa a capa, la còpia del teixit que el cirurgià operarà més endavant. I és que la utilitat de l'assaig està, doncs, directament relacionada amb la capacitat d'obtenir un prototip el més mimètic possible.

El primer apartat del capítol ha permès constatar que ja es fan models d'entrenament quirúrgic que proven de ser mimètics amb el cos humà. Fets amb tecnologies d'emmotllat, no responen als objectius de la present recerca en estar més orientats a l'entrenament general que no pas a l'assaig d'un cas real previ a la intervenció quirúrgica. I és que la impressió 3D és l'eina definitiva per a la personalització del prototip, en basar-se en el fitxer DICOM del pacient concret. Tot i així, l'anàlisi d'aquests models ha permès registrar aquelles característiques d'interès que un cirurgià valorarà en un prototip d'assaig quirúrgic.

En el segon apartat s'ha tractat el realisme esperat en la interacció del cirurgià sobre el prototip d'assaig quirúrgic, que es basa en com es comporta l'instrumental i les sensacions que recull el cirurgià d'aquesta interacció. S'ha partit d'un fet primari, que és l'interès en els teixits tous per damunt dels ossos, els prototips dels quals no presenten problemes per a ser impresos en 3D mitjançant materials rígids. Llavors, l'atenció es dedica a aquests teixits tous, que, amb un alt contingut en aigua, es comporten de forma viscoelàstica i, a més, responen de forma diferent si són sotmesos a esforços locals (presenten poca oposició) o globals (es deformen poc), per acabar conclouent que la interacció del cirurgià serà més aviat de caràcter local.

En el tercer apartat, el més important del capítol, s'estudien un a un els diferents paràmetres físics dels teixits vius que s'estimen rellevants per a ser mimetitzats pels prototips. De tots ells s'ha fet una recerca a la bibliografia a fi de recopilar valors que serveixin d'orientació, començant per la densitat. En entrar en la viscoelasticitat, s'ha exposat com un bon mimetisme ha de tenir en compte aquesta característica bàsica dels teixits tous, i s'ha exposat com els assaigs DMA permeten quantificar-la, havent-se realitzat algunes proves de calibratge al respecte amb teixits tous animals. Seguidament, i davant una mancança de dades generalitzada respecte a dades sobre teixits tous, s'ha explorat com en sectors industrials de la indústria alimentària disposen d'instruments (gelòmetres, cèl·lules de cisallat) i metodologies que es poden transposar a la present recerca, a fi d'obtenir caracteritzacions de teixits tous i dels materials industrials que els mimetitzarien.

A continuació, també aquest tercer apartat, s'ha focalitzat en els paràmetres mecànics habituals que, malgrat el factor viscoelàstic mencionat, són trobats més a bastament en estudis de teixits vius i que poden ajudar a acotar l'experiència sobre la consistència dels teixits tous que tenen els cirurgians: mòdul elàstic longitudinal, transversal i de

compressibilitat, així com la duresa. De fet, s'ha fet grans simplificacions a fi d'obrir camí cap a trobar primeres solucions de materials industrials imprimibles en 3D que es puguin correlacionar amb els teixits tous, admetent que caldrà continuar aprofundint la recerca en aquests paràmetres. Dels paràmetres que poden ajudar a aquesta correlació, el més evident és el de la duresa, motiu pel qual s'ha fet un estudi específic sobre la manera en què aquesta pot ser mesurada pel cas de components tous. Pel que fa a les dades de E i G, els mateixos assaigs de DMA han de poder-les proporcionar, donat que aquesta metodologia planteja que els sòlids viscoelàstics tenen una part de comportament elàstic (mòdul d'emmagatzematge E' o G') i una part viscosa (mòdul de dissipació E'' o G''). De fet, la bibliografia proporciona dades de E i G basades sovint en lectures d'ultrasons o Ressonància Magnètica, proporcionant mapes 3D d'aquests paràmetres: similarment als assaigs DMA, però escanejant el cos directament, s'indueixen microdeformacions en forma d'ones longitudinals o transversals que proporcionen la velocitat del so dins dels teixits ja sigui d'expansió longitudinal o transversal. I llavors, a partir de fórmules bàsiques d'Elasticitat i Resistència de Materials, s'han acabat tabulant els valors de E i G de nombrosos teixits.

L'apartat 3 es tanca amb la utilització de fluids, quelcom que ajuda al cirurgià a situar-se dins del quiròfan: continguts en artèries, són l'indicador que, en la resecció d'un tumor, no es comet l'error fatal de seccionar una artèria. Aquests líquids difícilment poden ser aportats en el procés d'impressió 3D, però poden ser incorporats amb posterioritat.

Finalment, en el seu apartat 4, el capítol es clou amb un punt específic rellevant per a la utilització dels prototips: la seva esterilització per a ser presents al quiròfan per a la seva consulta. Es descriuen els sistemes que poden trobar-se en els hospitals per a esterilitzar objectes, i s'ofereixen dades i proves realitzades sobre materials usats en tecnologia FFF d'impressió 3D, donant referències sobre els que poden ser més vàlids, amb èmfasi en l'aspecte tèrmic, donat que sovint els processos d'esterilització comporten l'assoliment de nivells de temperatura crítics per a molts materials.

Tesi Doctoral

CONTRIBUCIÓ A L'ESTUDI DE LA IMPRESSIÓ 3D PER A LA FABRICACIÓ DE MODELS PER FACILITAR L'ASSAIG D'OPERACIONS QUIRÚRGIQUES DE TUMORS.

BLOC 2. Bases per a la impressió 3D de models d'assaig quirúrgic: tecnologies i experiències

Felip Fenollosa i Artés

4 Tecnologia FFF i filaments plàstics per a prototips multimaterials

En aquest capítol s'exposa com la tecnologia de Fabricació per Filament Fos (FFF) pot ser una solució viable per a l'obtenció de prototips multimaterials. Per a això, primer s'exposarà quins camins existeixen per a l'obtenció de peces que consisteixin en tenir més d'un material o color. A continuació s'analitzarà els materials (filaments plàstics) usats en les impressores 3D de tecnologia FFF, posant el focus en els que són més apropiats per a la mimetització de teixit tou.

4.1 Classificació de les tecnologies FFF multimaterials

En la tecnologia FFF hi ha dos enfocaments per obtenir peces de diversos materials i/o colors. Sempre es parteix de la solució bàsica inicial d'un sol filament passant per un sol broquet, que s'extrudeix fos per solidificar en dipositar-se per nivells en una superfície.

Les solucions trobades s'estructuren en dues línies:

- Línia multibroquet: per a aconseguir la capacitat de deposició de diferents materials, la impressora 3D té tants broquets d'extrusió (extrusors) com materials es pretengui utilitzar. En la majoria dels casos això es fa amb dos o més broquets que es disposen agrupats en un sol capçal, però també hi ha solucions on cada broquet és mobilitzat per un capçal diferent. En tots dos casos, cal associar cada bobina de material que es vulgui usar a un broquet determinat. Els filaments emprats per fer una peça no s'hauran barrejat prèviament a la seva deposició.
- Línia barrejador: es basa en el pas de diferents filaments, barrejats o no, per un sol broquet. En uns casos es tracta de fer passar de forma seqüencial filaments de diferent color o material per un broquet, i en altres es fa convergir diferents materials en un broquet, on inclús poden ser sotmesos a barreja abans de ser extruïts.

La descripció d'aquestes dues línies i les seves variants permeten plantejar materialitzacions d'impressores 3D que implementin una combinació d'elles, com s'ha vist en alguns dels casos que s'exposen.

A la Figura 53 s'exposa l'esquema on s'agrupen les solucions trobades, i en base a les quals es planteja la recerca orientada a l'obtenció de prototips per impressió 3D multicolor i multimaterials per a mimetitzar el cos humà.

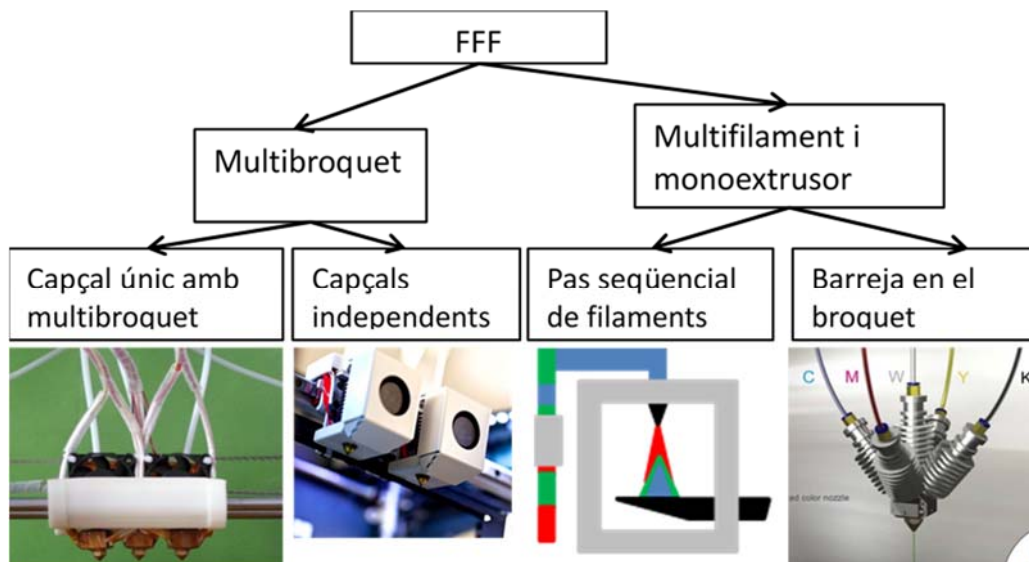


Figura 53. Classificació de les tecnologies FFF multimaterial segons la forma de treball. Font: pròpia.

4.1.1 Línia FFF basada en multibroquet

Es tracta de la línia de realitzacions en la que es troben més casos d'aplicació. Els sistemes multibroquets existeixen des dels primers sistemes industrials desenvolupats pel creador de la tecnologia FFF, Stratasys®, que de fet va registrar les sigles FDM (*Fused Deposition Modelling*): quan la seva patent [26] va vèncer, la denominació universal de la extrusió de termoplàstic per a fer impressió 3D, fins llavors identificada com FDM, va passar progressivament a ser coneguda com FFF a mesura que apareixien més fabricants (Makerbot®, Ultimaker®, ReprapBCN®...)

Els seus sistemes disposen d'un sol capçal amb dos extrusors (veure Figura 54): un per fer la peça (normalment en ABS) i l'altre per fer els suports.

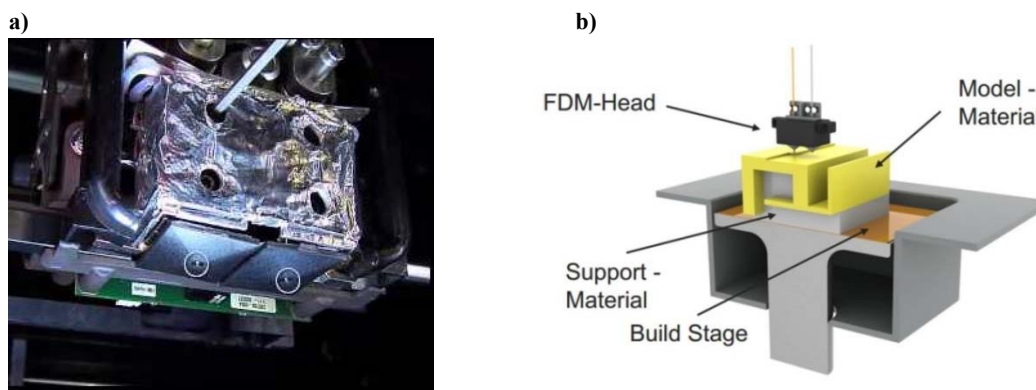


Figura 54. a) Vista del capçal amb doble extrusor d'una impressora 3D de tecnologia FDM de Stratasys®. b) Esquema representant un capçal amb doble extrusor, a fi d'imprimir el model i els suports. Font: [157] [158].

Aquesta filosofia ha continuat en el desenvolupament de sistemes de codi lliure de doble extrusor, tot i que la majoria d'impressores domèstiques al mercat avui dia són d'un capçal amb un sol extrusor.

En els sistemes industrials, el fet de disposar de dos extrusors no responia a l'interès en combinar dos materials en una mateixa peça, sinó en la necessitat de garantir la materialització de qualsevol geometria: el segon extrusor del capçal s'usa per dipositar un fil de plàstic, generalment soluble en aigua o en algun altre líquid, quina missió és fer de bastida en el procés de construcció per capes. Les zones on la geometria conté voladissos no serien possibles de fabricar sense els suports que impedeixen que el plàstic caigui a la plataforma. Aquest és un fet universal vinculat al treball per capes que utilitza tota tecnologia de prototipatge ràpid. Cadascuna té la seva solució per fer front a aquest problema. Així, per exemple:

- En l'estereolitografia (SLA) es fabriquen suports amb la mateixa resina. Generalment es tracta d'una geometria en forma de malla, densa i prima, que és fàcil d'arrencar de la geometria principal un cop acabada la construcció.
- En el sinteritzat selectiu per làser (SLS), la mateixa pols que no forma part de la peça fa d'element sustentant, i un cop acabada la construcció només cal extreure la peça d'aquesta pols.

El món dels desenvolupaments de codi obert i lliure en tecnologia FFF es va iniciar amb la simplicitat que suposa un sol extrusor. Es procurava llavors que el disseny de les peces a materialitzar fes possible la impressió 3D sense necessitat de suports. Això suposa una seriosa restricció de les possibilitats de disseny: es busquen estratègies per no haver de fer front a zones amb voladissos: formes piramidals, descomposició d'una peça en vàries...

Si es pensa en els prototips usats en la preparació d'operacions quirúrgiques, de seguida s'aprecia que difícilment hi haurà casos on no es requereixi suports. El sistema vascular d'entrada i sortida dels òrgans en seria un exemple. Una altra possibilitat és la de construir aquests amb el mateix filament amb el que es construeix la peça. En aquest cas, el programari d'edició dels suports passa a ser llavors un aspecte cabdal, doncs serà d'interès aplicar estratègies orientades a un fàcil arrencament d'aquests. Val a dir que tot i això, la millor solució és sempre fabricar amb un segon extrusor els suports en material soluble: acabaran desapareixent encara que estiguin molt amagats. Si estan fets en el mateix material no soluble de la peça, la seva eliminació queda a mercè d'unes mans expertes.

El progrés dels sistemes d'impressió 3D de codi lliure va portar al desenvolupament de sistemes d'un capçal amb doble extrusor. A part de satisfer la necessitat de fabricació de peces complexes que s'ha descrit, aquest fet obria la porta a que en el cas de no caler suports, el segon extrusor s'utilitzés per posar un altre material, de característiques diferents al primer, obtenint una peça bimatèria. Així, la majoria d'exemples que es troben són de peces de dos colors, o peces fetes amb un material rígid i un

d'elastomèric. Pel que fa a la recerca efectuada en aquesta línia, s'ha trobat diversos estudis que profunditzen en la part de control de sistemes multimaterial: es centren en el càlcul de les trajectòries pel cas de solucions de broquets diferents per a cada material [159] (veure la Figura 55).

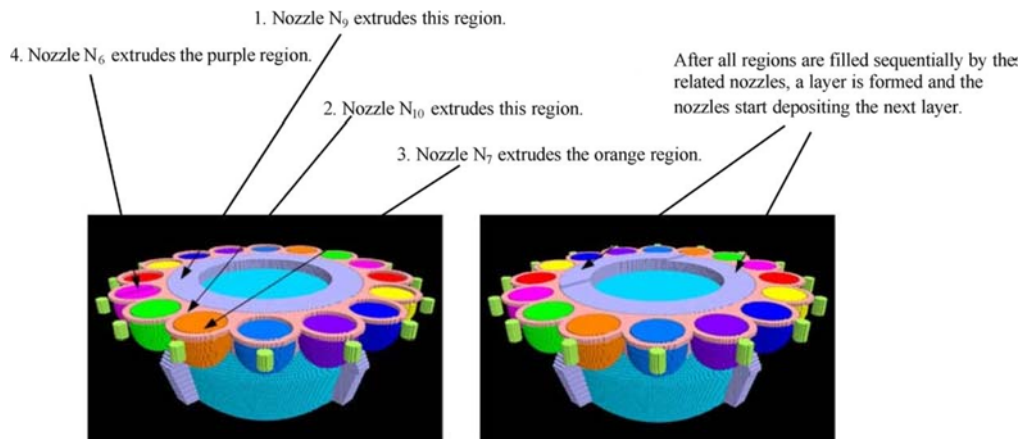


Figura 55. Planificació de les trajectòries en una peça multimaterial amb una màquina de FDM amb múltiples broquets. Font: [159]

A continuació s'entrarà a detallar les dues sublínies, que es diferencien per la manera d'abordar l'ús de més d'un broquet. Com s'ha comentat, la solució habitual és muntar en un mateix capçal dos o més broquets, fent que el sistema de posicionat sigui el mateix per a tots els extrusors. Però també es plantegen solucions de posicionat independent per als broquets, fent que hi hagi més d'un capçal a la impressora. Aquesta darrera solució, que introdueix més complexitat, aporta també avantatges relatius a la qualitat d'impressió, i per això va en augment.

4.1.1.1 Sublínies FFF basada en capçal únic amb multibroquet

Aquesta és la solució més habitual, donat que, de fet, la tecnologia industrial original FDM de Stratasys®, tal com ja s'ha vist a l'anterior punt, ja tenia aquesta configuració.

En les realitzacions que han seguit al venciment de la patent de Stratasys® s'ha fet palès l'interès d'utilitzar el doble extrusor per a iniciar el camí dels prototips multimaterials. Això ha posat de relleu problemes com el *oozing*, que alguns estudis de recerca efectuats aborden des del punt de vista d'estratègies d'impressió, tal com es proposa a [160], on es plantegen tres estratègies complementàries: optimitzar l'orientació de la peça per a minimitzar el pas d'un extrusor per la zona on actuarà l'altra, imprimir un "mur" de sacrifici on es produirà l'*oozing*, evitant que la peça s'embruti, i finalment programar trajectòries de l'extrusor que evitin passar per sobre de les zones on està el material imprès per l'altre capçal, encara que això suposi allargar el temps d'impressió.

La solució més òptima per a l'*oozing* es veurà en el proper apartat 4.1.1.2, on tal i com mostra la Figura 56, els sistemes de capçals independents eliminen la possibilitat de que el capçal inactiu generi aquest problema, doncs està en repòs, sense passar damunt la peça durant el treball de l'altre capçal, tal com passa en els sistemes de capçal únic amb multibroquet.

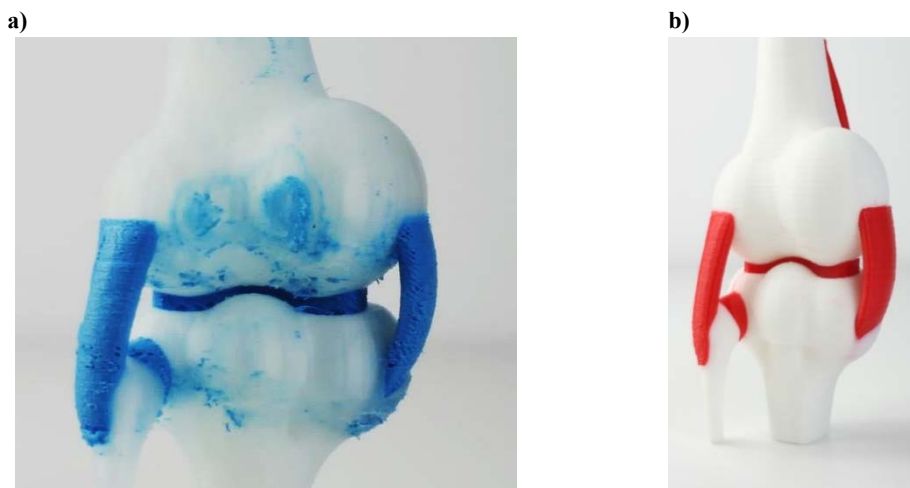


Figura 56. Articulació de genoll feta amb bimatèrial, amb i sense efecte *oozing*. a) amb impressora 3D de capçal amb dos extrusors no independents. b) amb impressora 3D amb doble extrusor independent (IDEX). Font: CIM UPC.

Una altra manera de treure rendiment al fet de disposar més d'un broquet en un capçal és per extrudir amb gruix diferent, és a dir disposar broquets de diferent diàmetre de sortida del filament fos. Això, que en principi no té res a veure amb la recerca de multimaterials, és degut a que la impressió per extrusió de fil de plàstic és una tecnologia en la qual la dualitat temps-qualitat és molt evident, de manera que si el broquet és gran, la impressió serà ràpida però la qualitat serà menor. Usar broquets de diferents diàmetres és un recurs per triar entre qualitat o velocitat. Tornant a fer la comparació amb les tecnologies més habituals:

- A l'estereolitografia (SLA), els sistemes per projector DLP, pantalla LCD i similars han permès, respecte als sistemes làser, augmentar la velocitat d'impressió pel fet que "il·lumina" tota la capa de resina de cop, en lloc d'haver de recórrer tota la geometria amb el feix làser.
- En la Fusió en llit de pols, combinada amb la Deposició de gotes, aquesta acceleració del "dibuix" de la capa la fan possible propostes com el sistema *Multi Jet Fusion*® (MJF) de HP®.

A la tecnologia FFF, si es vol ser més ràpid no hi ha més solució que augmentar el gruix d'extrusió i, per tant, reduir la qualitat de la peça. Tot i això, mitjançant programari es pot mirar de fer possible que les parts internes siguin materialitzades amb un extrusor de diàmetre elevat, i els contorns, que serà la part visible de la peça per l'usuari, siguin fets amb un extrusor de diàmetre reduït.

L'interès d'aquesta possibilitat d'ús dels equips multibroquets per als prototips de preparació d'operacions quirúrgiques és limitat. És evident que la velocitat d'impressió és una prestació interessant, però no per davant de disposar de materials diferents. Dit de forma simple, serà preferible usar extrusors per a augmentar el grau de mimetització del prototip amb el cos humà més que disposar del prototip més ràpidament.

Com a exemple d'això darrer, l'empresa Cel-Robox® [161] té, a part del seu propi capçal de doble extrusor amb aportació de dos filaments diferents, un capçal amb dos extrusors i un sol filament d'aportació: aquest es deriva per un dels dos extrusors, que són de diàmetre diferent. Això permet fer zones de més detall (extrusor de 0,3 mm) i zones on s'augmenta la velocitat de construcció (extrusor de 0,8 mm.)

També s'han trobat propostes conceptuals com la basada en un capçal de tipus revòlver – similar a un microscopi –, on els extrusors tenen gruix diferent [162] (veure Figura 57), tots prenent el mateix filament com en el cas de Cell-Robox®. O la proposta d'usar també broquets de diferent gruix alimentats cadascun per filaments diferents, com a una de les moltes solucions que es preveuen en una patent d'Autodesk® [163] (veure Figura 58) per a fer impressió de multimaterial.

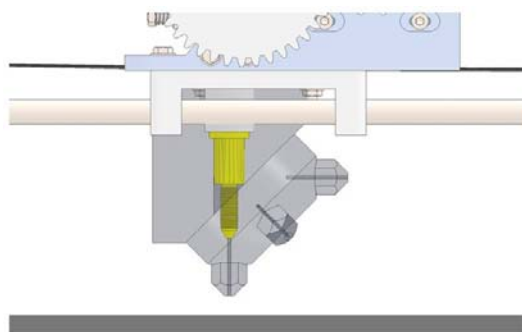


Figura 57. Concepte capçal revòlver per obtenir gruixos diferent. Font: [162]

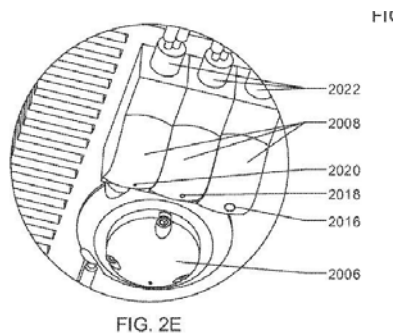


Figura 58. Vista inferior de detall de broquets extrusors de diferent gruix (n° 2016, 2018, 20120). Font: [163]

El concepte més interessant trobat, del qual consta ja algun prototip funcional existent, és el de Diabase Engineering [164], en el que s'ha desenvolupat un capçal revòlver per a impressió 3D, usant una configuració com les utilitzades per a torretes multieina en torns i fresadores de control numèric. La flexibilitat és total quant a materials (colors, tipus de filament, gruixos de deposició...). De fet, el desenvolupament incorpora també eines motoritzades, de manera que es fa possible la fabricació mixta additiva-subtractiva, amb grans avantatges respecte a qualitat d'acabats o de flexibilitat en el disseny. El grau de sofisticació necessari, en una materialització que transmet robustesa i fiabilitat, posa aquesta solució a la banda de costos més corresponent a equipament industrial que a desenvolupaments d'equips de sobretaula.

Però la realitat és que la majoria de realitzacions existents de multibroquet no abandonen l'àmbit de solució d'impressió 3D de sobretaula, i són per a destinar-los a aportar materials de colors o característiques diferents, tots amb el mateix diàmetre d'extrusió. En la majoria de casos, els broquets són dos. Seria impossible citar-los tots, de manera que a continuació es fa una selecció prou representativa:

- Cell-Robox®, ja citada, té una variant de capçal amb dos broquets amb control independent de temperatura (qüestió important a tenir en compte, doncs cada material pot tenir un punt de fusió diferent), i amb un sistema consistent en vàlvules d'agulla que prevenen el degoteig.
- E3D®, una empresa centrada en fabricar extrusors, té entre la seva gamma el capçal de doble broquet Chimera®[165].

Moltes empreses han desenvolupat un capçal amb doble extrusor com a kit que pot ser incorporat a la impressora que comercialitzen, que d'entrada es presenta amb un sol extrusor. Alguns exemples són:

- El mateix CIM de la UPC va complementar el desenvolupament de la impressora BCN3D+ d'un sol extrusor amb un kit de doble extrusor (veure Figura 59) que es munta fàcilment i que aprofita la majoria de peces de l'extrusor que ja té la impressora.



Figura 59. Kit “dual extruder” per a la impressora de codi obert BCN3D+ del CIM UPC. Font: pròpia

- És el mateix cas que el kit denominat Ulticreatr 2X® [166], per ser integrat en impressores 3D de Ultimaker®. També Les impressores 3D LulzBotTAZ® [167] adopten la mateixa solució, amb el seu propi kit. Ambdós es mostren a la Figura 60.

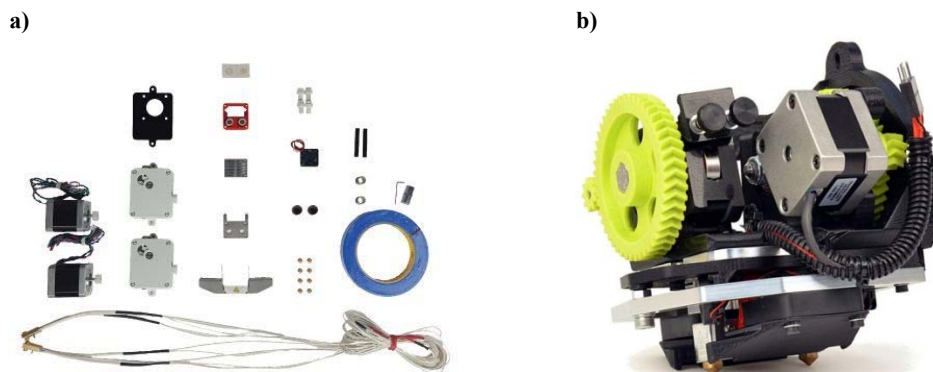


Figura 60. a) Kit de peces per incorporar doble extrusió en un capçal. b) Kit dual extruder de Lulzbot. Font: [166, 167].

- Altres empreses incorporen per defecte el capçal amb doble extrusió, com la impressora FlashforgeCreator Pro® [168]. També respon a aquest criteri moltes altres impressores 3D: PoetryInfinity® de Ira3D®, Creatr HS® de Leapfrog®, Replicator 2X® de Makerbot®, Axiom Dual Extruder® de Airwolf3D®...

Es troben també solucions de capçal amb doble extrusor amb detalls d'interès:

- Coneixent la problemàtica de l'oozing en treballar amb dos extrusors en el mateix capçal, es troba alguna solució per intentar pal·liar-lo. La impressora 3D SpiderBot® presenta una solució amb capçal dual oscil·lant [169]: es tracta d'una impressora 3D FFF de tipus delta on gràcies a un petit servo es força la inclinació dels broquets per afavorir la qualitat de la impressió (veure la Figura 61), evitant que el broquet que no treballa pugui tocar la superfície de treball.

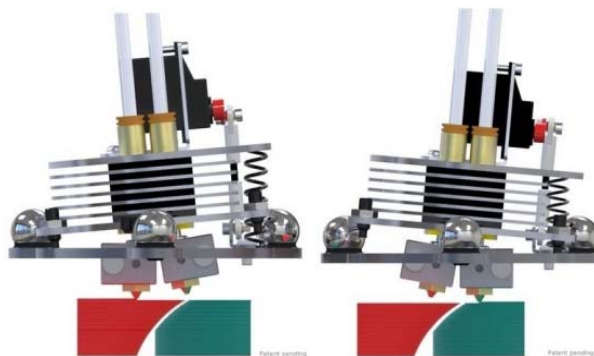


Figura 61. Moviment oscil·lant del capçal de la Spiderbot®. Font: [169]

- La *start-up* Dglass3D ha desenvolupat un capçal de dos extrusors, el D3D dual extruder [170], on un mecanisme permet que un sol motor d'extrusió faci possible l'avanç del filament de cada broquet de forma selectiva, amb la reducció de

components i volum que això suposa (veure la Figura 62). Aquest concepte també es troba recollit en una la patent xinesa [171].

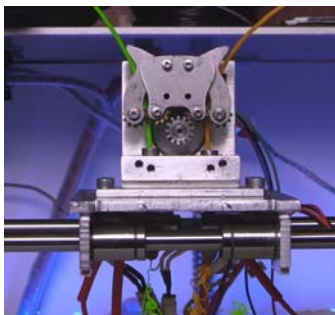


Figura 62. Capçal amb doble extrusor i un sol motor. Un selector canvia l'engrenatge accionat, fent que sigui impulsat un o altre filament. Font [170]

Un plantejament totalment diferent dins d'aquest apartat és usar un broquet per a dipositar filament i l'altre per aportar un líquid damunt la capa de filament. Això s'exposa en la patent [172], en la que aquest líquid té la funció de donar el color que es vulgui. Es proposa l'aportació de tinta curable amb llum UV que pot adherir-se a la superfície de plàstic i donar-li el color requerit. Com en molts dels conceptes i patents mostrats, no s'ha trobat materialització d'aquesta patent.

En canvi, sota el concepte de deposició de filament i posterior tintat, hi ha algunes realitzacions:

- Diversos desenvolupaments de tipus DIY (Do-It-Yourself) han plantejat pintar amb retoladors la peça a cada capa. Aquest concepte, primitiu en aparença, s'ha vist superat per desenvolupaments que incorporen capçals o tintes que, de forma més sofisticada, aconseguen la impressió multicolor (però no multimaterial). Així, la impressora 3D Spectrom® [173] aprofitava el moment de la fusió del material (filament PLA blanc) per introduir tinta del color desitjat. Aquesta tecnologia permet obtenir peces amb capes de colors molt diversos. Un altre mètode és el que proposava Pirx®, basat en fer intervenir un capçal d'impressora 2D de color a cada capa. Cap d'aquests dos conceptes no han tingut continuïtat. L'empresa XYZprinting® distribueix la Da Vinci Color® [174], millorant el sistema de 3D Spectrom® amb el desenvolupament d'un filament que es pot tenyir, anomenat CPLA (Color PLA), que absorbeix millor la tinta que els actuals filaments. La tinta arriba a la cambra de barreja en el moment necessari per a que quan surti el filament extrudit sigui amb el color que cal, evitant la necessitat de purga, i permetent la impressió amb el color que es vulgui. Com si fos una impressora de paper, el color base és PLA blanc, i es disposen quatre cartutxos de color segons el model ja conegut CMYK (Cyan, Magenta, Yellow, Black). A la Figura 63 es mostren dos d'aquests sistemes.

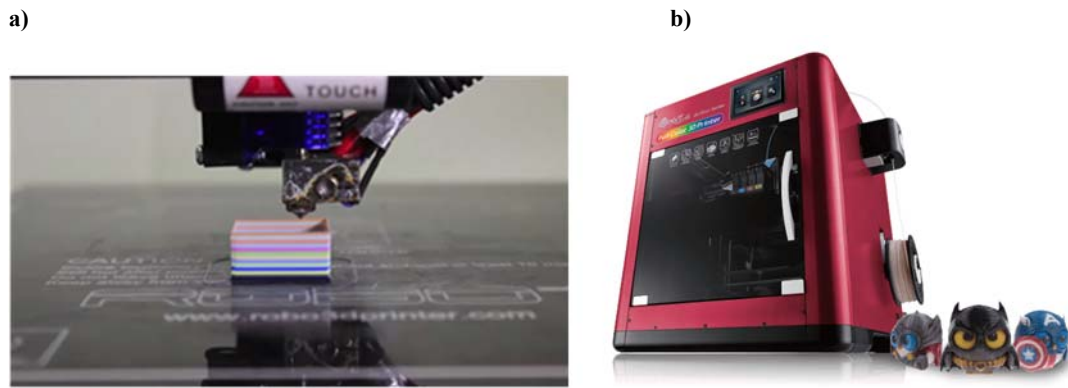


Figura 63. a) Impressora 3D Spectrom® en curs de deposició i tintat de filament. b) Impressora 3D Da Vinci Color®. Font: [173, 174].

- La impressora 3D RizeOne [175] és de tecnologia híbrida, combinant l'extrusió de filament FFF amb la Deposició de gotes (veure l'apartat 2.1.6), en la que l'aportació de líquids permet funcionalitzar la impressió 3D de dos formes: un líquid permet donar un color a la peça, i un altre s'interposa entre la peça i les estructures de suport necessàries pels voladissos, facilitant que aquests després puguin ser arrencats. La dificultat tecnològica d'acolorir el plàstic dipositat fa que la impressió sigui d'un sol color (veure Figura 64), pensada llavors més aviat per marcar les peces. En canvi es ressalta la senzillesa de retirada dels suports gràcies a la deposició de líquid que fa d'agent separador en el punt de contacte entre aquests i la peça, estalviant el temps i l'esforç de postprocessat dels sistemes actuals (dissolució en líquid, arrencament...).



Figura 64. Peça obtinguda amb la impressora 3D RizeOne. Font: [175].

Vistes les solucions amb capçal de doble extrusor, ja sigui amb dos filaments o amb filament i aportació de líquid, s'exposen a continuació solucions amb tres i més broquets en un sol capçal (veure Figura 65). Alguns exemples representatius de solució de capçal amb 3 broquets són la CubePro de 3DSystems, la Reprap ProMendel tricolor, o l'adaptació de capçal trifilament de la CreatBot.

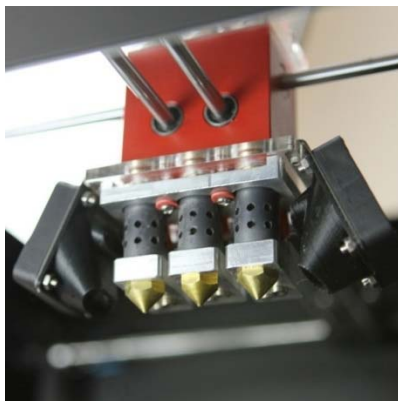


Figura 65. Detall d'una impressora 3D de tipus FFF amb un capçal de 3 broquets. Font: [176].

Si les solucions anteriors seguien la línia clàssica de juxtaposar sistemes individuals d'extrusió alineats en un capçal, s'ha generat solucions innovadores amb tres broquets com el “Tri hotend” de Polystrooder® [177], ja desaparegut. Apart del seu disseny compacte (que es pot apreciar a la Figura 66), incorpora prestacions interessants com un separador tèrmic especial (*heat break*) entre els tres blocs calents i el dissipador. Està fet de titani i amb tractament interior de bisulfur de tungstè (WS₂) que redueix el risc d'embús.

Amb quatre broquets (quad FFF extruders) els exemples són encara més escassos, i alguns són conceptes o patents no materialitzats.

- Com a desenvolupament comercialitzat es troba el Kraken® de E3D® [165]. Els extrusors es disposen com una matriu quadrada. Un capçal similar és el Multistruder [178], però que a diferència del Kraken® (que rep el filament per tubs *Bowden*) integra el sistema d'accionament de fil (veure Figura 66). Es tracta però d'un concepte no materialitzat encara.

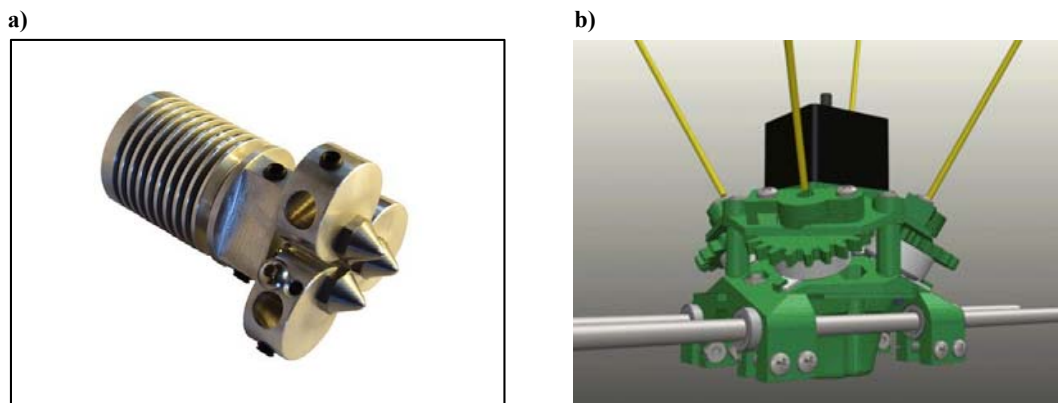


Figura 66. a) Capçal d'alta compacitat amb tres broquets. b) concepte de capçal amb quatre broquets. Font: [177, 178].

- Com a desenvolupament de codi obert hi ha el Rep-rap Multicolor Extruder [179] mostrat a la Figura 67. Té dos motors: un per canviar de broquet i l'altre per activar

qualsevol dels 4 filaments un cop ha estat seleccionat el broquet que li correspon. Respon doncs a un cert concepte de capçal de tipus revòlver.



Figura 67. Capçal revòlver amb quatre broquets. Font: [179].

Finalment, amb més de quatre broquets només se n'ha trobat un exemple de cinc broquets. Es tracta de la impressora 3D RoVa3D®, d'Ordsolutions® [180]. El capçal no té altra camí que ser alimentat amb tubs *Bowden* a fi de descarregar pes, desplaçant a l'estructura els accionaments d'impulsió dels cinc filaments. La multitud de rodets de fil li donen a la impressora una imatge de vehicle de joguina (veure Figura 68).



Figura 68. Impressora 3D amb un capçal de 5 extrusors, que marca el límit actual de la tendència d'incorporar múltiples extrusors en un sol capçal. Font: [180].

Finalment, per cloure aquest apartat, es troben impressores 3D quin capçal pot ser fàcilment canviat per un altre, introduint en la impressió 3D el concepte usat en torns i fresadores, on l'eina és un element intercanviable. Aquest fet no representa per sí sol la capacitat de fer prototips multimaterials, doncs les solucions trobades no es plantegen el fet d'usar varis capçals de cop. Però sí que serveix per reflexionar sobre el fet que si es desitja un alt grau de mimetització, caldran materials amb propietats diferents que no podrà processar un sol tipus d'extrusor.

Com a exemple es cita el cas de l'empresa Hyrel 3D [181]. El seu equip no és altra cosa que un sistema d'eixos coordinats que suporten tota una gamma completa de capçals

que van més enllà de la impressió 3D, i de fet poden muntar-ne més d'un a la vegada malgrat no s'utilitzin per aportar material a una mateixa peça. La tipologia de capçals és molt variada: per a extrusió de filament plàstic, per a extrusió calenta o freda de pastes, resines, líquids emulsificables, xeringues per a extrusió freda de líquids, gels i fluids biològics. També tenen un capçal làser, de polit, ventilador, càmera microscopi... (veure Figura 69).

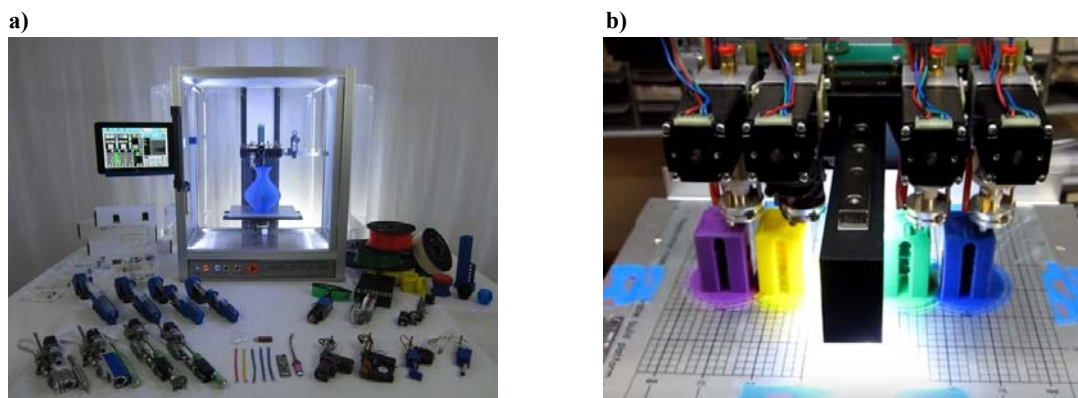


Figura 69. a) Equip de treball amb capçal intercanviable, i gamma de capçals a disposició. b) Equip amb quatre capçals, imprimint simultàniament 4 còpies amb diferent filament. Font: [181].

En el camp dels equips industrials de fabricació per mecanització (CNC) de metalls, també estan apareixent màquines on la tradicional capacitat per al canvi de capçal s'aprofita per incorporar la fabricació additiva, amb capçals que combinen l'aportació de pols de metall amb feix làser o canó d'electrons per a crear geometria, i quin pobre acabat precisa de mecanització posterior. Molts dels grans fabricants mundials ja tenen equips oferint aquesta possibilitat, convertint-la en una tendència en el sector de la màquina-eina, tal com anticipava el 2009 Karunakaran [182].

4.1.1.2 Sublínia FFF basada en capçals independents

La disposició d'extrusors en capçals independents és una configuració molt lògica i que ja comença a tenir diverses materialitzacions pràctiques. Des del món dels fabricaires, i tal com mostra la Figura 70, a l'abril de 2014 es fa públic a la web de la impressora 3D de codi obert *Bukobot* [183] la informació necessària per instal·lar en aquesta un segon capçal independent.

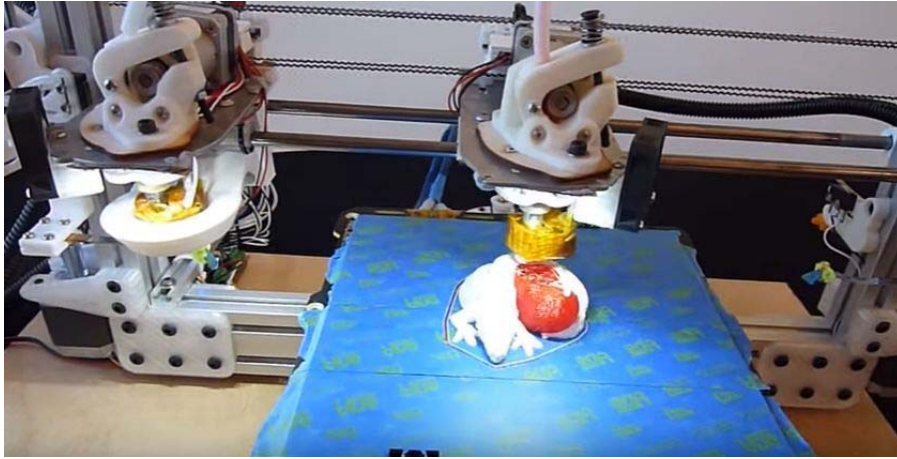


Figura 70. El primer antecedent d'impressora 3D de capçals independents, desenvolupat per un fabricant de la comunitat reprop. Font: [183].

L'interès d'aquesta solució rau en la qualitat del resultat per davant de dos extrusors muntats en un mateix capçal, resultant en l'eliminació de l'*oozing* i de la diferència de nivell en Z dels extrusors. Per contra, la impressora 3D assoleix una complexitat que actua com a barrera per a molts desenvolupadors, ja siguin investigadors, empreses industrials o fabricaires. Possiblement el més senzill de fer és la part mecànica, mentre que la gestió electrònica, de control i de programari és el que ha resultat la part més complicada.

També val a dir que, fins no fa massa, hi havia molta tolerància sobre els problemes de qualitat de les solucions de doble extrusor en un mateix capçal. Això s'entén si s'observa la ràpida progressió de la impressió 3D. És a dir, aquesta tolerància ha actuat de fre davant de l'esforç que aparentment suposava desenvolupar solucions d'extrusors independents.

Però l'aparició de la primera solució comercial vàlida feta des del CIM UPC a través de la BCN3D Sigma ha posat de relleu la diferència qualitativa entre una solució de capçal amb doble extrusor i dos capçals independents. Com a dada indicativa, aquesta impressora 3D es situava en el primer lloc del ranking de la web *3Dhubs* l'abril de 2016. De fet, i malgrat el sistema no suposi cap patent donat el context de desenvolupament de codi obert d'aquests sistemes, la BCN3D Sigma ha aportat com a estàndard de mercat el concepte IDEX, acrònim d'*Independent Dual EXtruder*, i la comunitat desenvolupadora i els nous avenços fan referència a aquest concepte.

L'extrusió amb dos capçals independents fa realitat els avantatges que prometen els sistemes de capçal amb doble extrusor, fent que la qualitat sigui l'esperada, però conceptualment no aporten cap novetat. Tot i això, aquest progrés en la qualitat és un punt a favor de l'objectiu de recercar en sistemes que facin progressar la mimetització dels prototips amb el cos humà, i la impressora BCN3D Sigma va ser usada per obtenir diversos prototips de preparació de la intervenció oncològica infantil del 4 d'abril de

2016 a l'HSJD (quart cas exposat al capítol 6). A la Figura 71a s'aprecia un d'aquest prototips en curs de construcció: un material (groc) s'utilitza per modelitzar el tumor i els suports necessaris, i l'altre per la resta d'òrgans (blanc) propers al tumor. I a la Figura 72b s'aprecia el "draudi", una peça bicolor desenvolupada al CIM UPC per a mostrar la qualitat del sistema IDEX de les Sigmes i que s'ha convertit en una peça estàndard a nivell mundial per posar a prova la qualitat de la separació de materials a les impressores de dos capçals.



Figura 71. a) Impressora BCN3D Sigma materialitzant un prototip per a cas d'assaig quirúrgic per l'HSJD. b) Peça bicolor ("Draudi") Font: pròpia.

La dificultat d'assolir el nivell tecnològic que suposa el sistema IDEX es posa de relleu pel fet que ha calgut esperar al juliol del 2016 per a que es presentés una altra impressora 3D amb aquest mateix sistema, la Bolt® de Leapfrog® [184]. Tant aquest equip, com la AON-M® (una altra impressora de caràcter professional, amb preu superior als 15.000 €), es mostren a la Figura 72. La AON-M® [185] té capacitat d'impressió de materials a alta temperatura. El doble capçal independent es combina en aquesta impressora amb les característiques que permeten imprimir amb materials com el PEEK, PEI i d'altres quina temperatura d'extrusió està entre els 300 i 400°C. Això fa precís disposar de cambra tancada per a tenir una temperatura interior de fins a 70°, broquets especials per assolir temperatures superiors als 400°C, llit calent fins a 150°C...

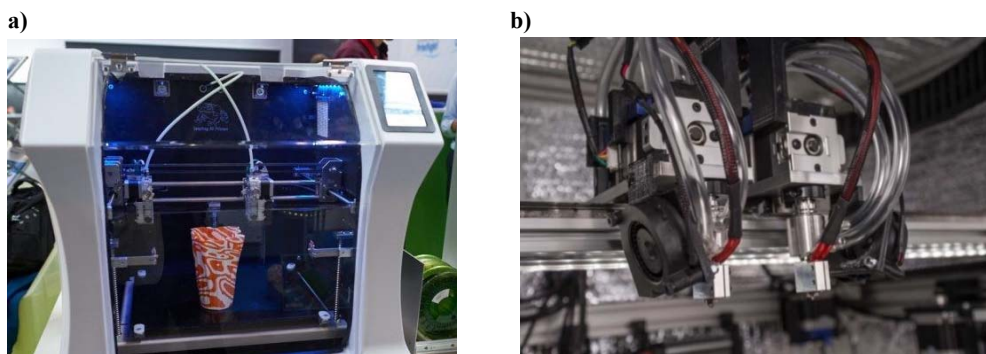


Figura 72. Realitzacions de sistemes IDEX. a) Impressora 3D Bolt® de Leapfrog® fent un objecte bicolor. b) Vista interior dels dos capçals independents de la AON-M® de AON3D®. Font: [184, 185].

Per la banda baixa, es troba també algun desenvolupament de tipus *low-cost* del sistema IDEX, com els diferents models d'impressores 3D Formbot® de l'empresa xinesa Jinhua Xinke 3D Technology®. Tal com mostra la Figura 73, es tracta de models de tipus pòrtic, on la plataforma es mou en direcció Y però no es mou en Z, moviment que fa la barra que porta els dos extrusors, que es mouen en X damunt aquesta. La seva aparició, a principis de 2017, confirma la popularització del concepte IDEX i obliga als actors punters de la tecnologia a fer-la progressar més.



Figura 73. Impressora 3D FORMBOT T-Rex 2®, amb dos capçals independents. Font: [186].

Algunes altres aportacions a sistemes de doble capçal independent resten encara en el camp conceptual o de patents no materialitzades. Com a exemple, una patent d'Apple® respecte a la impressió 3D [187] proposa un capçal per a dipositar filament i l'altre per dotar de color al filament, segons mostra la Figura 74. Aquesta solució és l'equivalent IDEX a les patents i solucions que integren tots dos extrusors (filament i líquid de tintat) en un sol capçal, ja vistes a l'apartat 4.1.1.1.

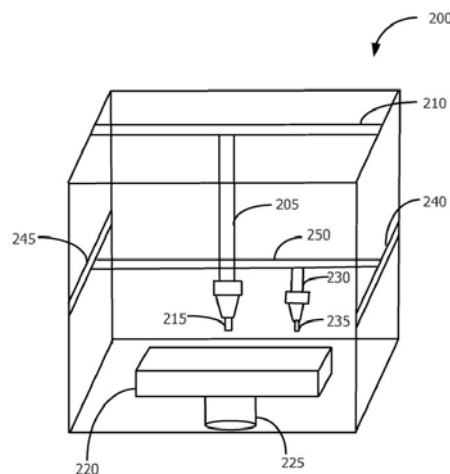


Figura 74. Concepte d'impressió 3D amb dos capçals independents: un per a dipositar el material i l'altre per acolorir la capa de material acabada de dipositar. Font: [187].

En canvi, el concepte de Phantom Corporation®, que per ara no ha arribat al mercat, va més enllà i a la seva patent [188] planteja una impressora 3D amb, al menys, dos capçals independents en tots els seus graus de llibertat (veure Figura 75) amb possibilitat d'impressió simultània. A la BCN3D Sigma, els capçals comparteixen els graus de llibertat Y i Z, doncs el moviment en direcció X es fa sobre una mateixa barra, prioritzant la simplicitat mecànica i de control a la possible reducció de temps de treball derivada del treball simultani dels capçals que busca aquesta patent.

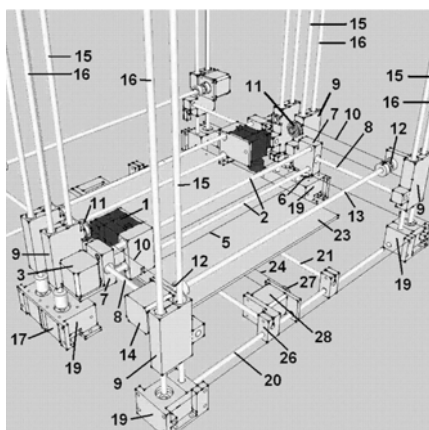


Figura 75. Concepte d'impressora 3D de Phantom Corporation® amb capçals independents. Font: [188].

De forma similar, l'empresa Modix® té en desenvolupament una tecnologia que anomena *Multi Robotic 3D Printing* o *Asynchronous FFF*, que correspon justament a impressores 3D amb dos capçals independents que no comparteixen la barra sobre el que es fa el moviment en direcció X [189]. Això fa que puguin treballar simultàniament en el mateix pla sempre i quan s'impedeixi que puguin col·lidir, i per tant hi ha una important feina de programació del generador de codi que reparteixi i temporitzi el treball d'impressió de forma eficient i segura. Es tracta, en el fons, de dues impressores independents que treballen sobre una mateixa àrea, i d'aquí la seva complexitat. Els avantatges són molt interessants: el temps d'impressió es redueix, poden treballar simultàniament sobre una peça – tal com mostra la Figura 76 –, o fer peces independents (i diferents) a la vegada, sense limitar-se a les peces idèntiques o simètriques que imposa el sistema IDEX en compartir els moviments en eix Y per estar muntats sobre la mateixa barra X. No s'ha localitzat patents que protegeixin aquest desenvolupament, que a priori semblaria col·lidir amb la patent no explotada de Phantom Corporation®.

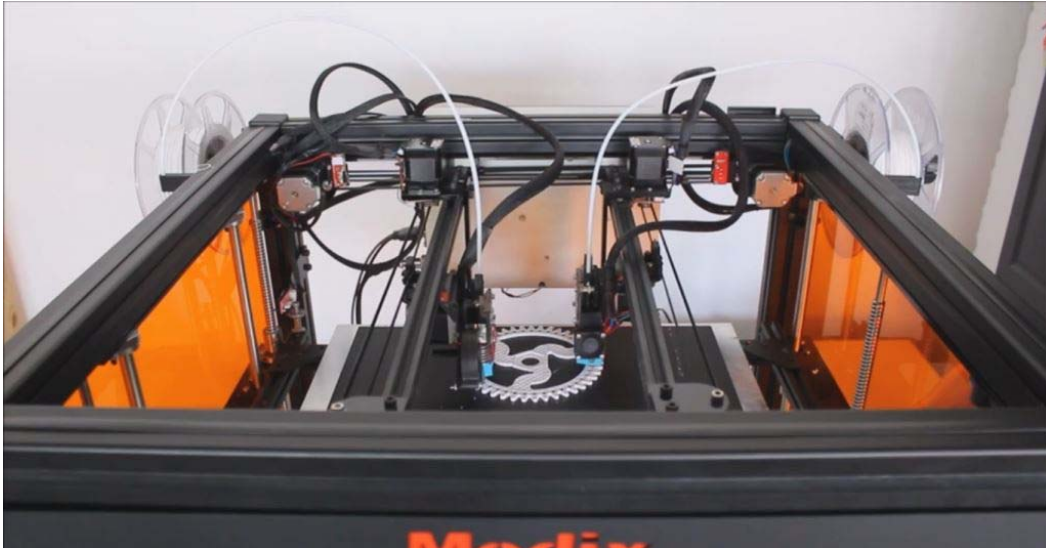


Figura 76. Impressora 3D Modix Tango® de Modix® amb el sistema de capçals independents muntats en barres independents. Font: [189].

4.1.2 Línia FFF basada en multifilament i monoextrusor

Aquesta és una solució interessant si es vol evitar la complexitat de diversos extrusors. Filaments diferents passaran per un mateix broquet, ja sigui de forma seqüencial (sublínia no gaire explorada, però amb èxit creixent) o en paral·lel. Hi ha força treball de desenvolupament en aquestes línies, malgrat que els resultats pràctics quant a multicolor i multimaterial són en general molt limitats, donant en general com a resultat peces amb els colors estratificats, d'escàs interès per al desenvolupament de la present recerca. Un altre problema és que l'ús de materials diferents suposa condicions d'extrusió diferent, i en aquesta línia no hi ha possibilitat d'adaptar l'extrusor a aquestes possibles necessitats diferenciades.

A continuació es fa una descripció de la recerca i les tecnologies de les dues sublínies basades en el pas de filaments diferents per un mateix broquet. Ja es pot anticipar com es podrien plantejar conceptes d'impressores 3D que combinessin les potencialitats de diverses sublínies, donat que, per exemple, no seria incompatible tenir una impressora amb capçals independents quins broquets poguessin barrejar filaments.

4.1.2.1 Sublínia FFF basada en el pas seqüencial de filaments

El broquet pot rebre filaments diferents de forma seqüencial. No hi ha una barreja directa de filaments, només el fet que filaments diferents acaben passant, un rere l'altre, pel mateix broquet, en contrast amb la línia anterior on cada broquet està dedicat a un sol tipus de filament.

Aquest sistema permet està pensat per variar de color en una mateixa capa sense canviar d'extrusor i sense que calgui purgar material de transició en el capçal. L'avantatge conceptual respecte a sistemes de capçal amb doble extrusor és la qualitat, i respecte a sistemes de capçals independents és la simplicitat. Com a exemple, l'empresa Mosaic Manufacturing® [190] ha desenvolupat un aparell que, a partir de diversos filaments, en compona un de sol a partir de la programació de la impressió d'una figura multicolor. D'aquesta programació es deriva el tall i fusió dels diferents colors que componen la peça a reproduir. S'ignora si es precisa una longitud mínima de tram de filament apte per a ser concatenat: això faria que, si en una capa la despesa d'un tipus de filament és molt poca, potser no es pogués materialitzar. A la Figura 77 es mostra tant el sistema com el resultat que se n'obté. Una conseqüència de l'estratègia d'impressió 3D adoptada és que s'elimina en origen l'efecte *oozing*, en dipositar-se només un filament que, amb precisió, va canviant de color en anar-se dipositant.

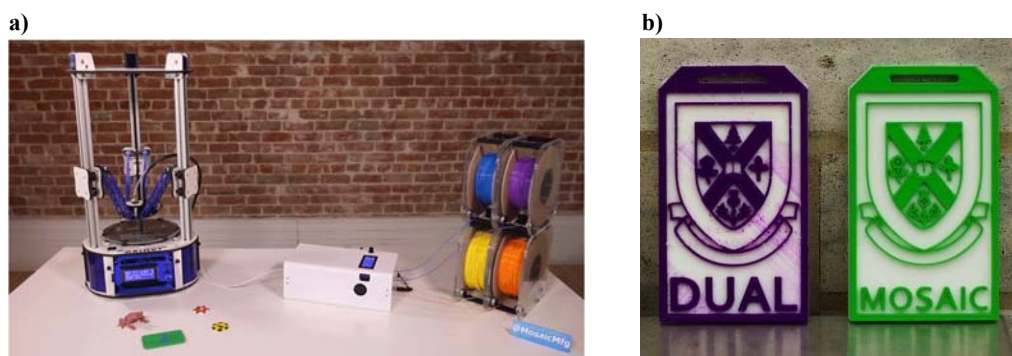


Figura 77. a) Dispositiu Mosaic Manufacturing® intercalat entre bobines de filament i una impressora 3D. b) Comparació entre peces: amb doble extrusor (dual) i amb sistema Mosaic Manufacturing®. Font: [190].

A nivell de patents no desenvolupades, es té de nou la patent d'Autodesk® [163], en la qual s'inclou una solució basada en un capçal amb un extrusor que pot ser alimentat per diversos filaments sense buscar barrejar-los. Procedir d'aquesta manera, però, planteja el problema que es produeixi una mínima barreja amb el filament precedent que obligui a realitzar una purga prèvia del capçal abans d'imprimir. Aquesta mateixa realització es pot incloure en la propera línia donat que només és un tema de gestió de l'avanç dels filaments el que farà que un mateix equip extrudeixi trams de diferents filaments, activant només cada vegada un dels filaments, o per contra activant-ne més d'un a la vegada i donant origen a barreja de materials en el capçal extrusor (veure Figura 78).

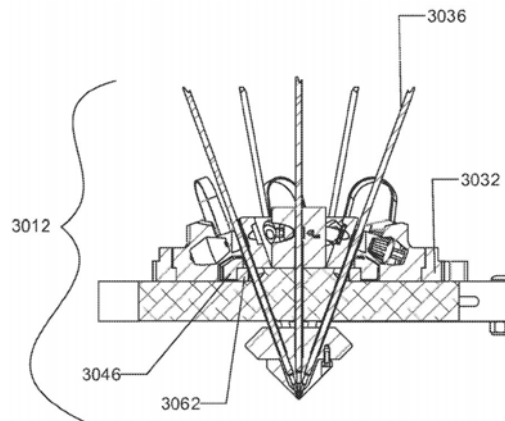


Figura 78. Filaments convergint en un mateix broquet. Font: [163].

Una realització de quelcom similar funcionalment a aquest concepte, usant 4 colors, la fa la Prusa i3 MK2® amb l'actualització de kit multimaterial, tal com es mostra a la Figura 79. En fer passar colors diferents pel capçal únic i no tenir l'optimització del seu ús com sembla fer Mosaic Manufactures®, es fa inevitable l'acció de purga cada cop que es canvia de filament, a fi d'eliminar les restes del color precedent. Per a això, utilitza una zona de la plataforma per dipositar-les, fins que el nou color surt correcte [191].



Figura 79. a) Impressora Prusa i3MK2® amb 4 filaments, només un actiu a la vegada. b) Vista general amb el kit multimaterial. Font: [191].

4.1.2.2 Sublínia FFF basada en barreja en el broquet

S'ha tancat el darrer apartat mostrant un cas en el qual l'equip d'impressió 3D és també compatible amb la present sublínia [163]. Activant el pas de més d'un filament cap al broquet, es produeix una barreja prèvia en aquest i l'extrusió té color i característiques dependents dels materials que es barregen.

L'avantatge és l'obtenció de materials mixtos amb propietats diferents als filaments d'origen, donant més marge a que els prototips mimetitzin millor la realitat. Pel que fa

al color, fent combinacions entre 5 filaments (blau, magenta, groc, blanc, negre) s'obténdrà teòricament qualsevol tonalitat. El mateix succeeix per altres característiques com l'elasticitat, on es poden obtenir diferents combinacions de material dur i tou.

L'inconvenient és que inevitablement, en buscar un color de barreja concret, es forma un material de transició en la càmera del broquet que cal purgar, tal com justament s'ha vist en el cas que tancava l'apartat anterior [191].

Això complica el control de l'equip, i moltes de les realitzacions observades no fan prototips multimaterial en el sentit que es busca (distinció ben clara de materials en una mateixa capa si convé) sinó que, en no fer cap acció de purga de material de transició, només obtenen estratificacions per capes de materials diferents, amb capes de transició entre un i altre material. Fer aquesta purga voldria dir en molts casos gastar més material i temps en el procés de purga que no pas en l'execució de la peça. Així, per exemple, si es volgués imprimir de forma tridimensional un codi de barres, en la orientació més desfavorable caldria que en cada capa s'anés canviant molts cops del filament blanc al negre (a menys que per programari es definissin trajectòries que completessin la intervenció de cada color per capa). Un cop completats pocs mil·límetres d'un color, es donaria pas a l'altre color, però s'hauria de fer en una zona de purga a fi que el capçal quedés net de restes del color anterior.

La solució per a aquest problema és la mateixa que, a manca d'una gestió millor (com ara mitjançant retracció i extrusió de filament a la zona de dipòsit en els moments previs a treballar, com fa la BCN3D Sigma), apliquen les impressores amb capçals independents per activar de nou l'extrusió quan el capçal que estava inactiu s'ha de tornar a posar en marxa: extrudir uns mil·límetres de fil formant una torre de purga en un racó de la plataforma.

Aquesta purga de material s'ha vist també com un motiu de preocupació en d'altres actors de la impressió 3D, com Makerbot® (ara propietat de Stratasys®), que disposa d'una patent al respecte [192]. Com a exemple, la Builder Dual Feed® disposa de dos filaments que es barregen en un capçal [193]. Es pot anar graduant el percentatge relatiu d'aportació de cada bobina, donant lloc a composicions evolutives de tonalitats entre un color i un altre, tal com mostra la Figura 80. Com que això només té finalitats estètiques, també es pot optar per la obtenció de peces amb els colors purs usant una torre de purga per desfer-se del material de transició.

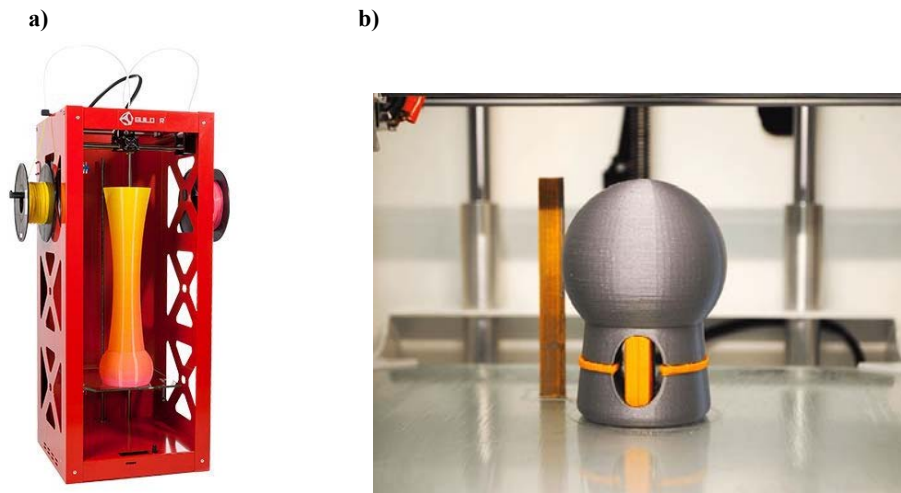


Figura 80. a) Impressora 3D Builder Dual Feed® amb peça obtinguda per transició entre groc i magenta al llarg de la seva alçada. b) Peça de dos colors i torre de purga. Font: [193].

En qualsevol cas, és possible obtenir amb aquest equip impressions 3D més que acceptables. De nou, la frontera es troba en la programació i el control, i no és evident si es pot obtenir una peça amb colors distingibles per capa usant barreges programades o només usant els colors purs dels filaments.

Apareix, doncs, aquí, una oportunitat de millora dels equips actuals. S'exposa seguidament una estratègia al respecte, en la que no hi ha cap novetat pel que fa a tecnologia física de deposició sinó en com es fa ús d'aquesta:

- Aportació a un sol capçal de tants filaments com es vulgui, ja sigui de colors diferents, com de característiques físiques diferents.
- Programació de barreges que s'associaran a cada "subpeça" de les que componen la peça total.
- Ús de la torre de purga per fer efectiva una construcció sense transicions entre barreges.

Pel que fa a aquesta estratègia, és d'interès saber fins on ha arribat la recerca quant al nombre de filaments que poden convergir a un sol broquet. Vist ja un exemple de dos filaments, es mostren a continuació altres casos:

- L'empresa E3D® subministra el capçal Cyclops® [165], en el qual dos filaments convergeixen en un sol broquet.
- Experiències de Richard Horne (a. Richrap) [194]: La Figura 81 mostra un broquet barrejador de 3 filaments.

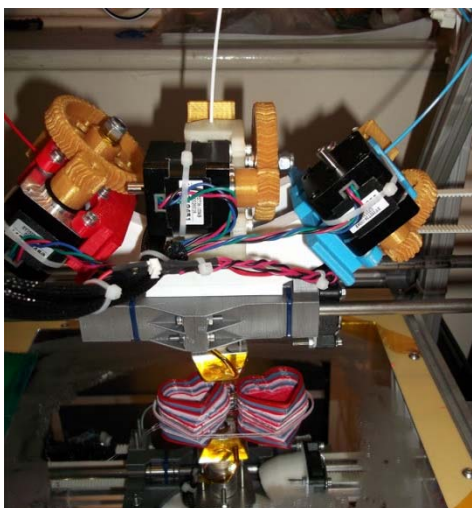


Figura 81. Capçal complet de 3 filaments convergents en un sol broquet. S'obtenen peces amb color estratificat. Font: [194].

També usant tres filaments, però ja integrat amb un control més elaborat, hi ha la solució del broquet “Diamond” de P. Bögely i K. Weiss [195], un capçal dissenyat dins de la comunitat Reprap per a que qualsevol desenvolupador d'impressores 3D el pugui integrar. A la xarxa s'han trobat imatges de peces on els colors estan plenament diferenciats dins de cada capa, i a més aquests colors semblen fets de barreja dels filaments (veure Figura 82). Les estratègies per a aconseguir-ho dependran dels programes de processat dels fitxers, que recorren, per exemple, a torres de purga. També s'utilitza el tram de filament on els colors fan la transició per a dipositar-lo com a “farcit” interior no visible de les peces, tot estalviant material: per això cal invertir l'ordre habitual en la impressió 3D, fent primer aquests farcits i després els perímetres [196]. Així doncs, a la pràctica, usant el capçal “Diamond” i una programació adient s'obtenen peces que combinen tres filaments del mateix material però de diferent color, acostant-se a una bona paleta de colors.

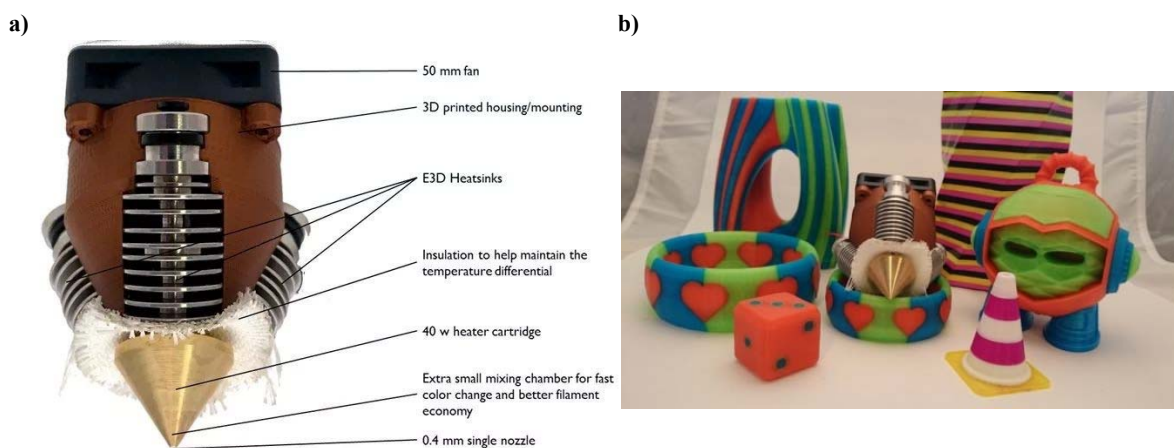


Figura 82. a) Detall del capçal “Diamond”. b) Peces tricolors obtingudes amb el capçal “Diamond”, que es veu al mig. Font: [195].

Amb quatre filaments ja s'ha vist l'exemple de la Prusa i3 MK2®, que per fer peces amb barreges de colors només hauria de sofisticar el programari, sense fer canvis en el maquinari. Així, la desapareguda BotObjects [197] proposava una màquina amb cambra de barreja on mesclava cinc fils (blau, magenta, groc, blanc i negre) obtenint tota la gamma de colors. A aquests materials s'hi afegia un sisè filament per fer suport solubles, que era aportat per un segon extrusor en el mateix capçal. En no fer gestió de purga entre canvis de materials, el colors es mostren estratificats per capes (veure Figura 83). Com s'ha vist, aquest és un problema de desenvolupament i aplicació de programari.

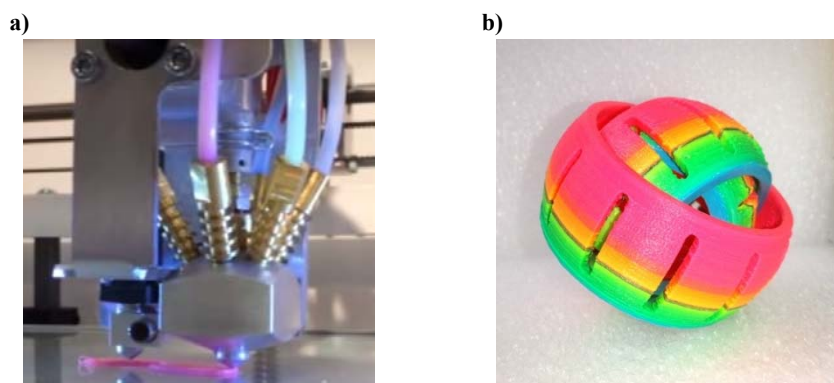


Figura 83. a) Detall del capçal amb doble extrusor de la Prodesk 3D de BotObjects. b) Peça de colors estratificats. Font: [197].

Examinant l'entorn acadèmic, es troben treballs orientats a l'estudi de la barreja de filaments de colors primaris per tal d'obtenir totes les possibles combinacions. Des de la Universitat de Bath, en una línia de treball liderada pel Dr. A. Bowyer (creador de la comunitat Reprap), Corbett [198] estudia el desenvolupament d'una cambra de barreja per a les màquines RepRap i prova diversos sistemes de barreja passiva sense èxit. En tots ells la barreja no és completa i el material final presenta els diferents components visibles. Finalment, emprà barrejadors actius i obté resultats satisfactoris com mostra la Figura 84.

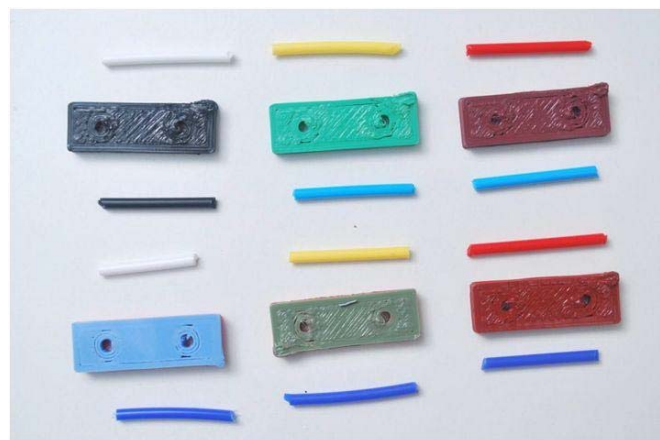


Figura 84. Peces de prova obtingudes per FFF amb barrejadors actius. Font: [198].

Una de les conclusions d'interès del projecte és el concepte de la barreja activa de filaments. Si es desitja una bona mescla de filaments, no hi ha prou amb esperar que aquests passivament es barregin, ja sigui en la zona terminal del broquet o per la interposició d'un laberint estàtic entre el filament i la sortida.

Els treballs de recerca trobats en barreja passiva són a més limitats: R. Horne, en un article d'anàlisi sobre la tecnologia FFF multimaterial [199], mostra els dissenys que V.J. Geisler proposa de la zona terminal del broquet basats en formes helicoidals [200], que a més semblen la font d'inspiració de la patent d'Autodesk® [163]. Aquests dissenys es mostren a la Figura 85.

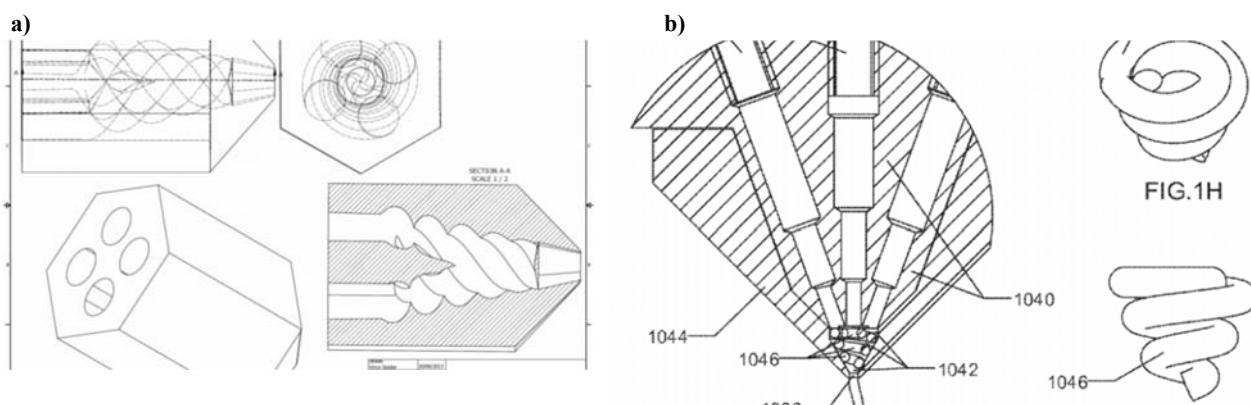


Figura 85. a) Croquis de zona interna de barrejat de filament en un broquet de V.J. Geisler. b) Idem en una patent d'Autodesk®. Font: [199, 164].

No es coneix cap materialització d'aquests dissenys, ni cap simulació CAE de flux que permetés constatar la bondat dels mateixos de cara a obtenir un bona barreja prèvia a la deposició.

Respecte a elements intermedis estàtics que forcin els materials a barrejar-se (veure Figura 86), Corbett [198] acaba trobant que l'extrusió es fa impracticable per l'esforç que requereixen llavors els filaments per a ser impulsats, i que fa inviable a la pràctica la impressió 3D davant la fallida dels components associats a l'avanç forçat dels filaments (lliscament del fil respecte del motor d'impulsió, sobrepressió a l'entrada del capçal amb desbordament del fluid o desmuntatge dels tubs de guiat...).

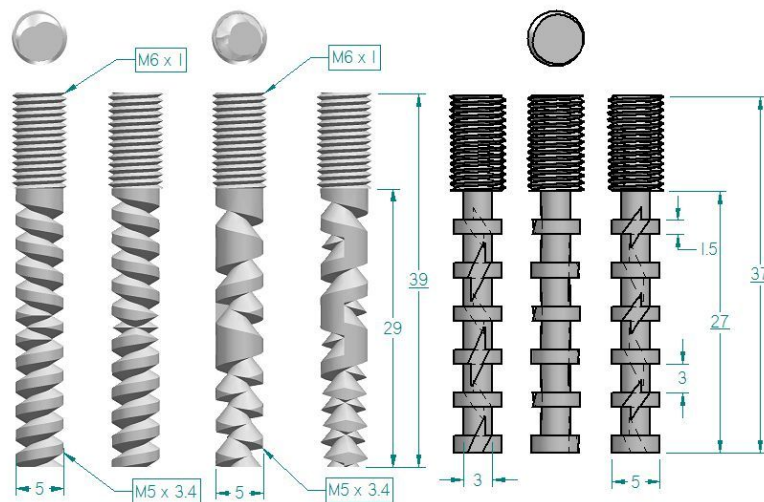


Figura 86. Dissenys d'eixos que, fixos dins la càmera d'extrusió, han d'ajudar passivament a forçar la barreja de filaments abans de la seva sortida. Font: [198].

L'escenari final és doble:

- Barreja passiva dels filaments: aquest arriba a una cambra sense cap altre geometria especial que els forats mecanitzats (dels filaments i de la sortida) convergents en un punt. La conseqüència és que s'apreciï d'una o altra forma que la barreja no s'ha consumat perfectament (per exemple l'efecte "dentífic", consistent en la visualització de franges diferenciades procedents dels filaments d'origen en el plàstic extrudit).
- Barreja activa dels filaments: es tracta d'incloure un eix motoritzat amb una forma estudiada per a que els fluxos de filament siguin barrejats de la millor forma possible quan entrin a la cambra que precedeix a la sortida. Donant la forma adient a aquest eix (veure Figura 87), es pot aconseguir que sigui l'energia de l'eix la que faci la feina tant de barrejar com d'acompanyar el material cap a la sortida, i així no s'augmenta la força necessària requerida per fer avançar els filaments.



Figura 87. Eix i cambra de barreja activa en una impressora quin capçal rep dos filaments. Font: [198].

Una recerca similar però sense barrejador actiu es localitza en el projecte de V. Andueza [201], on es desenvolupa un capçal equivalent al de Prodesk 3D per a barrejar cinc

filaments (veure Figura 88), i s'avalua l'obtenció de diferents colors primaris a partir de certes combinacions de filaments.

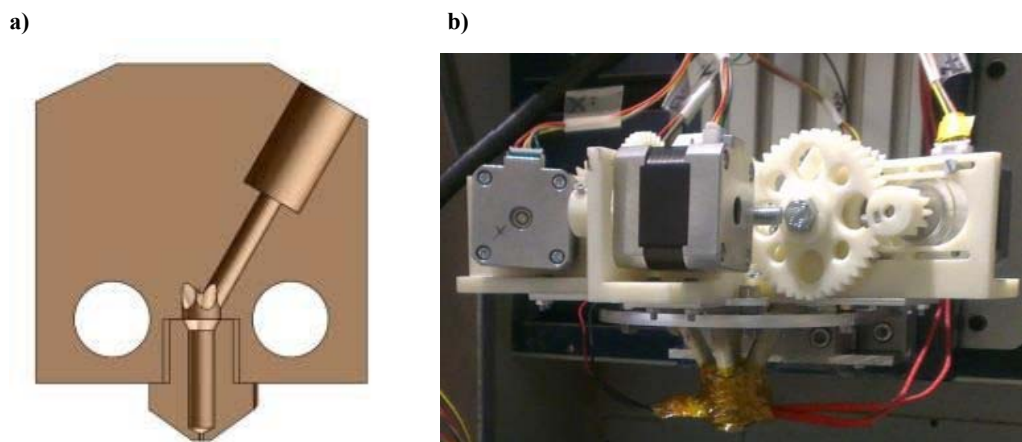


Figura 88. a) Vista seccional de capçal multifilament sense barrejador actiu. b) Prototip on s'integra aquest amb els cinc accionaments d'impulsió de fil. Font: [201, 202].

Les observacions finals que es fan en el projecte són molt il·lustratives de la dificultat d'aquesta línia per a la obtenció de prototips multimaterials de qualitat:

- Es constata, com ja s'ha dit abans, que si es vol fer barreja de filaments i es desitja una bona qualitat d'aquesta, el capçal ha de ser complementat amb un accionament que forci la barreja. Altrament, el resultat pateix el ja citat efecte “dentifrici”, distingint-se els filaments de partida en el material dipositat.
- En els canvis de color cal desenvolupar un sistema d'evacuació de la transició aplicant alguna estratègia com les ja exposades.
- Cal el desenvolupament d'un programari de control i planificació de l'activació dels accionaments dels filaments.

Un desenvolupament idèntic amb cinc filaments convergint en un capçal sense sistema de barreja activa es pot observar a la impressora 3D desenvolupada per James Chang [203] (veure la Figura 89). Es desconeixen les dificultats trobades en l'avanç dels filaments o la qualitat de les barreges fetes. Aquestes dificultats no existeixen si el que es vol és només extrudir un filament a la vegada, tal i com sembla que fa.

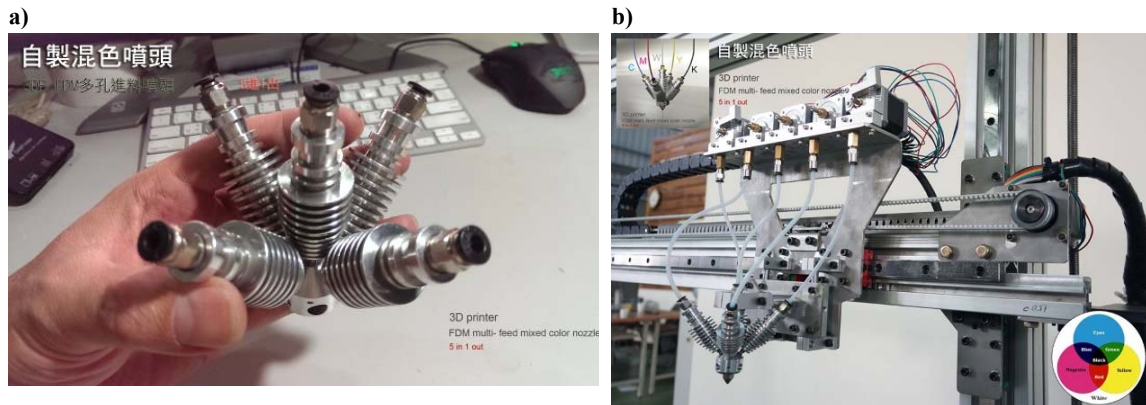


Figura 89. a) Capçal de 5 filaments convergents. b) Detall del muntatge d'aquest en una impressora 3D. Font: [203].

Per acabar, es troben realitzacions singulars com ara la impressora 3D PAM de Pollen [204], que utilitza gransa de plàstic en lloc de filament. Quatre dipòsits de material porten la granalla als cargols d'injecció respectius que convergeixen en un únic broquet (veure Figura 90). En aquest cas, la màquina s'orienta tant a fer peces multicolor com de característiques físiques originals que es derivin de la barreja dels quatre dipòsits de gransa plens de silicones, termoplàstics, composts, materials plàstics amb càrrega...

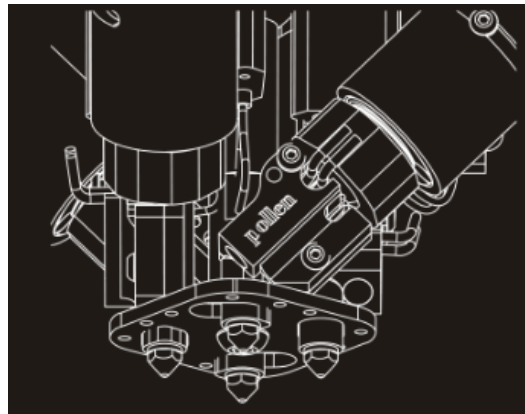


Figura 90. Capçal de la impressora 3D PAM de Pollen. Font: [204].

4.2 Filaments plàstics per a tecnologia FFF

Un cop vistos tots els camins que la tecnologia FFF permet per a fer viables prototips multimaterials, es posa el focus en els filament del qual estaran constituïts els prototips. Els propers apartats aborden tot el rang de materials disponibles per a la tecnologia FFF, estudiant la gamma de filaments plàstics disponible al mercat. L'interès recau en els que siguin més aptes per aconseguir la mimetització amb els teixits vius, i per això s'aprofitarà la recerca exposada en el capítol anterior, on s'han vist les característiques més rellevants que interessin reproduir de cara a aquesta mimetització.

Així, s'ha comentat a l'anterior capítol que el filament de material polimèric més usat en la tecnologia FFF és el PLA (àcid polilàctic). Es tracta d'un termoplàstic fet a partir de sucres d'origen vegetal (blat de moro, tapioca, canya de sucre, etc.), i que en la seva extrusió té un molt bon comportament a efectes del procés de fabricació additiva i no emet fums tòxics, per la qual cosa no hi ha cap requeriment especial de ventilació. Es pot reciclar i esterilitzar (amb procediments no tèrmics, doncs les formulacions habituals tenen una T_g força baixa): ja han estat usats alguns models de PLA en quiròfan, reproduint teixit viu sense tumor per a identificar tots els vasos que queden amagats dins d'aquest. Com a característiques més rellevants a efectes de mimetització amb teixit viu, pot adoptar qualsevol color, però la seva duresa – al voltant dels 70-90 Rockwell R – fa que només pugui ser usats per modelitzar estructures rígides – ossos, òrgans complementaris...

El PLA és molt utilitzat a l'àmbit biomèdic donada la seva biocompatibilitat, i per citar un exemple proper, amb impressores de codi obert es fa recerca d'estructures que permetin les condicions òptimes de proliferació de cultius cel·lulars, com J. de Ciurana a [205].

Hi ha altres polímers que s'empren a l'àmbit de la bioimpressió 3D per a formar estructures de suport cel·lular per a proliferació de cèl·lules o ajudin a reproduir teixit viu. El format de partida no té per què ser filament en aquests casos, i es fa igualment a partir de material base que, amb catalitzadors, reticularà en ser dipositat. Exemples d'això són el PCL (policaprolactona), el PGA (àcid poliglicòlic), així com altres polièsters funcionalitzats tal i com descriu Seyednejad a [206].

L'altre gran material usat en impressió 3D en tecnologia FFF, l'ABS (acrilonitril butadiè estirè), és un copolímer derivat del petroli molt habitual a la indústria. D'aquest, com a rellevant, es cita la seva major resistència i rigidesa – té una duresa de 105-110 Rockwell R, i s'adverteixen dues coses: la generació de fums tòxics obliga a mantenir ventilada la sala on treballa la impressora 3D, i s'aconsella que aquesta tingui un control de temperatura ambient i el llit calefactat a fi d'evitar l'aixecament de la geometria (*warping*) ja dipositada.

Tant per l'ABS com pel PLA, la minimització de la humitat a l'hora d'emmagatzemar les bobines és important de cara a la qualitat de la impressió 3D: l'absorció d'aigua fa que el plàstic, en fondre's, porti a ebullició l'aigua continguda, emetent un característic "petardeig" que identifica el fenomen en el moment de la impressió, empitjorant el resultat d'aquesta.

Anant a l'extrem oposat al que interessa a la present recerca (mimetitzar teixits tous), existeixen filaments especials d'elevada duresa, i que donarien suport a una millor representació dels ossos. Molts d'ells són mesclades directes de plàstics com PLA amb components com materials ceràmics, fusta, metalls, fibra de carboni, etc. La majoria d'aquests filaments no informen sobre les seves característiques tècniques i, per tant, és difícil establir una comparativa sobre les seves dureses comparades amb les dels ossos. Com s'ha comentat, una línia de recerca paral·lela podria orientar-se a la mimetització dels ossos, amb l'objectiu de disposar de prototips sobre els quals es pogués assajar intervencions de reconstrucció d'aquests. Així, s'han iniciat proves de reconstrucció basats en casos reals, com per exemple de la part proximal del fèmur al maluc per al Dr. Antoni Compte a l'HSJD (veure Figura 91). Hi ha interès en provar diversos materials – orientat a que en serrar el prototip el cirurgià tingui la mateixa sensació que en serrar l'ós real –, i sobretot aproximar la impressió 3D a mimetitzar l'estructura òssia: una part externa densa i compacte (*cortical bone*), de gruix 2-3 mm, i una zona central de menor densitat amb textura trabecular (*cancellous bone*). Aquest interès deriva del fet que la intervenció consisteix en el tall d'algunes zones per a fer una recomposició que permeti donar a l'os la forma més semblant possible a la real. A part dels materials més o menys òptims, hi ha la incògnita sobre com tractar el fitxer DICOM que recull el TAC a fi de generar un STL que pugui establir zones de densitat òssia diferent.

La definició tècnica que permetés parametritzar la sensació de tall de l'os faria dirigir la recerca cap a variables dels materials més sofisticats que no pas la duresa, i la solució de plàstics additivats amb materials ceràmics o de fibres vegetals seria un possible camí, tot considerant que la generació de calor que es produeix en el tall és responsable que un filament termoplàstic pur esdevingui enganxifós en fusionar-se localment a la zona de tall.

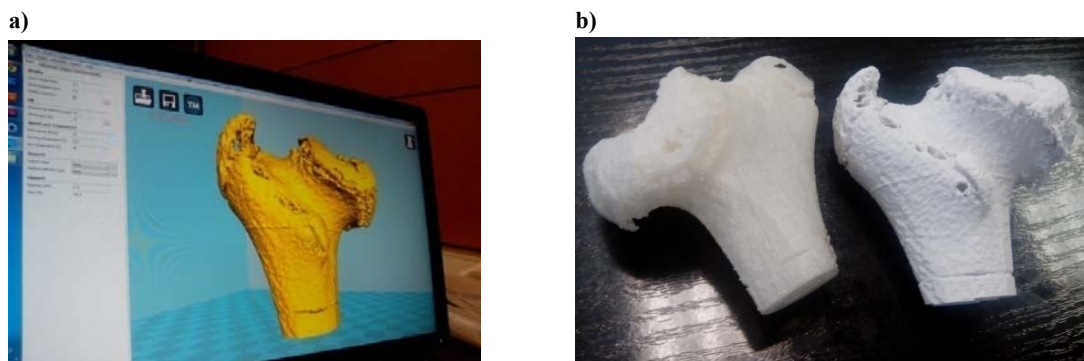


Figura 91. Extrem proximal al maluc de fèmur que cal refer. a) Visualització CAD del fitxer STL. b) Impressions 3D en ABS (dreta) i en PLA translúcid (esquerra). Font: pròpia.

Feta aquesta introducció, el present apartat es focalitza en els filaments flexibles, que poden aportar valors baixos de duresa per a la mimetització dels teixits vius tous. Primer es mostraran qüestions relatives a com s'imprimeix amb aquests materials, i a continuació es detallaran les tres tipologies de filaments flexibles existents:

- PLA barrejat amb material elastomèric.
- Termoplàstics elastomèrics industrials.
- Ultraflexibles amb plàstics solubles.

4.2.1 Filaments flexibles

Pel que fa a filaments més flexibles, també disponibles en gran varietat de colors, els valors de duresa baixen a l'escala Shore A, en valors que generalment oscil·len entre 80 i el límit superior d'aquesta escala, entrant alguns d'ells a l'escala Shore D. Són valors que corresponen a la franja baixa de l'escala Rockwell R, lluny dels valors dels filaments rígids.

La recerca acadèmica efectuada sobre impressió 3D amb filaments flexibles no és gaire significativa degut al fet que la que s'ha trobat està datada en els primers anys de la tecnologia d'impressió 3D amb filaments. Així, a [207] s'analitza el processat de filaments termoplàstics elastomèrics (TPE) en impressores 3D, provant dos materials de dureses Shore A de 72 i 78 respectivament.

Per a baixar més a l'escala de dureses usant aquests filaments flexibles en fabricació additiva es pot fer que els objectes no siguin massissos, de manera que un paràmetre ajustable és el d'emplenament (*infill*). Mitjançant això, els objectes tindran a la pràctica una duresa exterior menor que el filament amb que estan fabricats, en fer-lo parcialment buit, tal i com s'estudia a [208]. A la Figura 92, la gràfica mostra una comparativa entre dos filaments flexibles, i la mesura de la seva duresa segons diferents graus

d'emplenament. El material “Flexible” és Ninjaflex™ i el “Semiflexible” és Semiflex™, també de NinjaTek®.

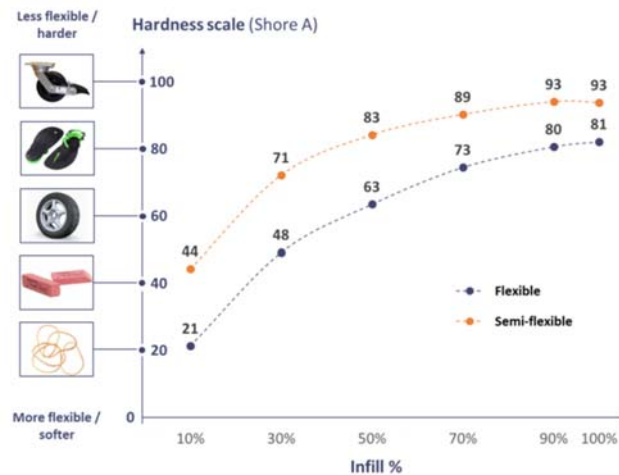


Figura 92. Mesura de la duresa de peces impreses en 3D amb diferent grau d'emplenament (*infill*). Font: [208].

Aquesta capacitat d'ajustament de l'emplenament pot ser un bon recurs per a la impressió d'òrgans propers al tumor que han de ser evidentment respectats, i que per tant no importa que el seu interior estigui format per una malla en lloc de ser totalment plens. Això permet llavors d'acostar encara més el valor de duresa del prototip als valors reals recollits de dureses dels teixits vius. El gràfic anterior indica que, ajustant l'emplenament, s'arriba a baixar la duresa de l'ordre de 2 a 3 vegades, arribant a uns valors d'uns 30 Shore A.

Aquest recurs no serveix, però, per a les parts a reseccionar, com el tumor: el cirurgià no vol trobar-se amb una malla interior mig buida, sinó amb una massa en la qual, si hi ha d'haver porus, siguin a una escala no perceptible: en els propers apartats es mostrarà alguna solució que ho fa possible.

El motiu més evident per no trobar filaments que baixessin a nivells de valors dins l'escala de Shore OO (com la de molts teixits vius) és deu al fet que es faci difícil el seu arrossegament fins a l'extrusió. Inclús per als filaments més rígids dins la gamma de filaments flexibles: els fabricants d'impressores 3D adverteixen que el seu ús és per a experts, i que cal regular molt bé paràmetres, com ara reduir la velocitat d'impressió.

Es mostren a continuació alguns detalls sobre aquesta dificultat d'impressió de filaments flexibles:

En el procés d'extrusió de la tecnologia FFF, el fil fos surt pel broquet de forma regular gràcies a la pressió que exerceix uns mil·límetres enrere el mateix filament en estat sòlid. Aquest filament rep la força del mecanisme d'arrossegament del fil, compost per una o dues rodets grafilades que reben l'energia d'un motor pas a pas controlat per la programació de la impressió 3D. Tal com s'exposa a [209] i [210], el filament flexible ha d'estar ben guiat a fi de ser portat cap a l'extrusor sense que la força que se li aplica

faci que es generi un doblec, doncs és com empènyer una corda, i aquesta escaparà per on pugui a menys que vagi absolutament guiada (veure Figura 93).

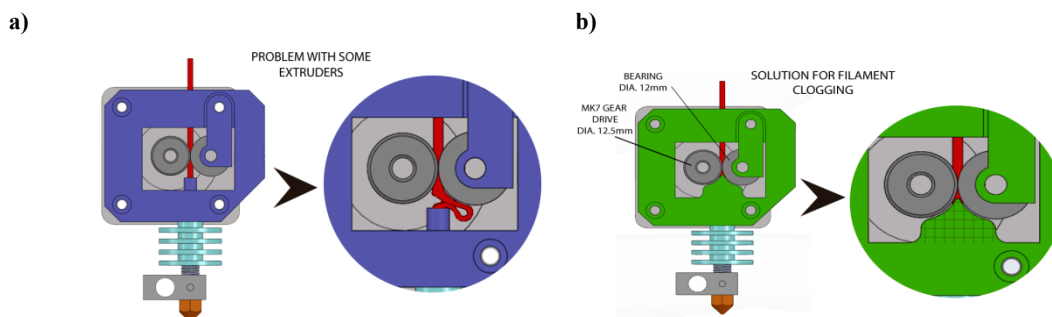


Figura 93. Problemàtiques i solucions en l'extrusió de filaments flexibles: a) L'espai a la sortida del mecanisme impulsor fa que el filament s'escapi. b) Solució: acompanyar el filament des de la mateixa sortida de les rodes impulsores. Font: [209].

La ubicació d'aquest mecanisme és també una qüestió rellevant quan es tracta d'extrudir filament flexible. Així, es distingeixen dues tipologies d'impressora 3D segons la ubicació del motor impulsor de filament.

La primera és l'aplicació del motor al mateix capçal (extrusió directa, tal com mostra la Figura 94). El fil arriba al capçal i el recorregut que fa la força subministrada al fil és mínim fins arribar al lloc on és necessària per donar pressió a la cambra de filament fos. Aquesta configuració és la més aconsellable en tractar amb filament flexible. Tot i això, un filament de baixa duresa serà difícil d'impulsar doncs la resistència variable a avançar del filament (derivat de la menor o major dificultat del fil a desbobinar-se) es reflectirà en una dilatació irregular d'aquest i, per tant, en una extrusió inestable.

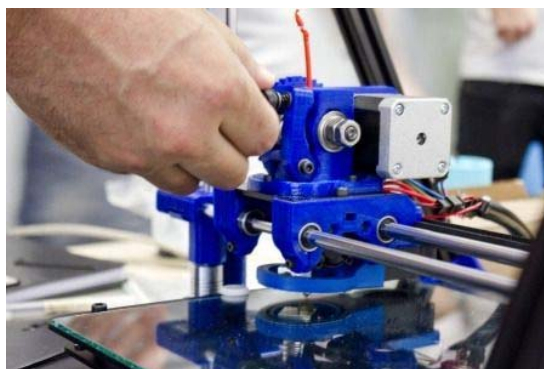


Figura 94. Ajust de la tensió en el sistema impulsor de fil situat al capçal. Font: pròpia.

La segona configuració manté el problema anterior i n'afegeix un de nou. És l'anomenada de tub *Bowden* que utilitzen força impressores 3D, com les de la Figura 95. És d'interès per facilitar la capacitat de la impressora 3D de ser multimaterial: els motors i mecanismes d'extrusió faran nosa al capçal si es vol treballar amb diversos

filaments a la vegada. Però els filaments de baixa duresa són difícils de ser utilitzats en aquesta configuració per la fricció amb les parets interiors del tub, que pot bloquejar l'avanç.



Figura 95. Impressores 3D BCN3D Sigma i Sigmax (CIM UPC) amb tubs *Bowden*.
Font: pròpia.

El límit inferior de duresa per imprimir amb una qualitat raonable en un o altre sistema és desconegut i, com s'ha dit, depèn de l'habilitat de l'usuari per ajustar al seu punt òptim algun dels molts paràmetres que intervenen: temperatura d'extrusió, bobines de desbobinat fàcil, lubricació prèvia o no del tub *Bowden*, força i forma d'aplicació d'aquesta en el mecanisme d'impulsió, velocitat d'impressió, dissipació de la calor més amunt del broquet...

El resum és que el filament vagi el més ben guiat possible per evitar que es corbi i bloquegi (cosa que també pot acabar passant amb un filament rígid però d'elevada fricció), i ajustar bé la tensió a les rodes que impulsen el filament per a evitar que aquest patini quan la resistència a avançar augmenti. Una solució per imprimir amb tub *Bowden* materials flexibles, que es mostra a la Figura 96, consisteix a ubicar la bobina per damunt de l'extrusor, evitant girs del tub. Aquest va directe verticalment des del mecanisme d'impulsió fins al capçal. La gravetat ajuda també a que el filament no es corbi i arribi a l'extrusor sense bloquejar-se pel camí.



Figura 96. Kit portabobina instal·lat damunt de la impressora 3D per facilitar la impressió 3D de material flexible amb tub *Bowden*. Font: [211].

L'interès en imprimir amb materials de baixa duresa no és exclusiva d'aquesta tesi, i al mercat han aparegut mecanismes d'impulsió especialitzats en materials flexibles, com el FlexionExtruder [212], que manifesten poder imprimir filaments flexibles de fins a 60 Shore A.

4.2.2 Filaments flexibles basats en PLA

Derivat de l'elevada utilització del filament de PLA en la impressió 3D, han aparegut variants d'aquest on s'ha afegit un component elastomèric per a donar-li flexibilitat. Així, una part dels filaments flexibles al mercat són justament això. Sota la senzilla referència de PLA *Soft* o *Flexible* [213] [214], no detallen quina combinació fan entre PLA i elastòmer, i com a molt indiquen les variacions de color disponibles i la duresa: les referències detallades tenen un valor de 92 Shore A, que situa aquests filaments a la banda alta de dureses dels filaments flexibles.

4.2.3 Filaments flexibles de TPE

Molts filaments flexibles es basen en variants de termoplàstics elastomèrics (TPE) d'ús industrial. Són els que constitueixen molt material mèdic, com ara catèters. Aquests són una barreja de materials termoplàstics i de materials elastomèrics, de manera que el que segueix seria també vàlid per el PLA flexible descrit a l'apartat anterior. Això fa el seu ús molt atractiu a la indústria, doncs la "part termoplàstica" fa que sigui viable fer-ne filament per a les impressores 3D, on són extruïts a les temperatures habituals superiors als 180°C. La "part elastomèrica" els dona la consistència tova que aquí pot ser útil per començar a acostar-se a la baixa duresa del teixit viu. Si només es tingués la part termoplàstica, els valors baixos de duresa no serien assolibles, i si només es tingués part elastomèrica, el material no es processaria a alta temperatura donat el seu caràcter termostable. En els TPE, el reticulat de l'elastòmer és físic i desapareix amb l'augment

de la temperatura, i es torna a forma amb el descens d'aquesta. Com s'ha dit, això fa els TPE molt atractius, doncs a igualtat de flexibilitat que una goma termostable, no requereixen el temps de formació de retícula permanent i es processen amb la maquinària usada per als termoplàstics.

Hi ha moltes combinacions possibles entre termoplàstics i elastòmers, així com diverses formes de classificar-los. S'exposarà aquí únicament els tipus més rellevants per a l'objectiu de descriure els filaments flexibles aptes per a la present recerca.

Un dels TPE més fabricat al món és el TPS o TPE-s, anomenat copolímer en bloc d'estirè sota les sigles de SBS i SEBS (hidrogenat), on l'estirè és el termoplàstic i el butadiè és l'elastòmer. També es troba poliisoprè (goma natural) com a elastòmer en substitució del butadiè. Es troba en calçat, nanses d'aparells, gomes de vidre en cotxes, etc. Les marques comercials més conegudes són Kraton®, Styrolux® i Styroflex®.

En el mercat hi ha filaments d'aquest material, com el SBS de Filamentarno® [215]. La temperatura d'extrusió és l'habitual, uns 215°C. La duresa és de 68 Shore D. Una característica molt interessant, a part de la seva flexibilitat, és el fet que en la seva versió T-soft® s'aconsegueix una transparència del 90% aplicant un líquid a la superfície (D-limonè, fet d'extracte de pell de cítric). Això permetria materialitzar el tumor en aquest material amb un grau de transparència superior al que és habitual en les tecnologies FFF. També hi ha les versions S-Soft® (opac) en diversos colors.

A continuació es té els TPE de poliolefines, anomenats TPE-o, basats en copolímers de HDPE, LDPE i polipropilè, formats per llargues cadenes de polimerització, als quals se'ls afegeix com a elastòmer EPDM (EthylenePropyleneDieneMonomer) sense reticular. En general, aquests TPE no són especialment tous, tot i que sí que tenen bones característiques de flexibilitat i, sobretot, de tenacitat, comparat amb el copolímer sense elastòmer barrejat: s'utilitza, per exemple, en paraxocs de cotxe. No pot esperar-se, llavors, d'ells, dureses inferiors a 80 Shore A, i en general no es caracteritzen ni es busquen per ser tous. Així, no s'ha localitzat filament del qual s'informi que es tracta d'un TPE-o, sense que això vulgui dir que no n'hi hagi: la majoria de filaments flexibles són especificats de forma genèrica com a TPE, sense que es detalli la composició que permeti classificar-lo. És el mateix cas que els TPE-v, que junt amb els dos anteriors agrupen la major part de producció de TPE al món. La “v” correspon a vulcanitzat: es tracta d'una variant dels TPE-o on es pren PP i EPDM, però en la fase de mescla es fa el que s'anomena un vulcanitzat dinàmic. Aquest vulcanitzat barreja molt més íntimament la part termoplàstica i la elastomèrica, però no és obstacle per mantenir el seu processat com a termoplàstic, malgrat que no són reciclables en comparació a altres TPE fets per barreja física de termoplàstics i elastòmers.

Dos altres grups rellevants i en els quals sí que existeixen diversos filaments flexibles són els copolímers basats en poliestirè, amb denominació TPE-e o COPE, i els copolímers basats en etilè. També se'n troben en els copolímers de poliamida, com és el

PCTPE (Plasticized Copolyamide Thermoplastic Elastomer) de l'empresa Taulman3D®.

Finalment, el darrer grup d'interès i del qual hi ha filaments flexibles al mercat són els TPE que utilitzen com a elastòmer el poliuretà, sovint descrits amb la denominació TPU. L'estructura de l'elastòmer poliuretà facilita fer moltes combinacions de termoplàstics poliuretans, i és el TPE usat per les marques més reconegudes al mercat de filament flexible (Ninjaflex® [217] i Filaflex® [218]). Així, es disposa de filaments amb valors diferents de duresa com el Filaflex® de Recreus® amb 70, 82 i 95 Shore A, o el TPU de Matterhackers® [213] de 95 Shore A.

4.2.4 Filaments ultraflexibles amb plàstics porosos

Un tipus de filament d'elevat interès en impressió 3D és el soluble, destinat a materialitzar estructures de suport en geometries complexes que, un cop la peça ha estat feta, es fa desaparèixer dissolent-lo en algun líquid com aigua (com és el cas del PVA, polivinil alcohol) o limonè (HIPS, copolímer de poliestirè d'alt impacte).

Els filaments solubles són d'ús gairebé obligatori si es vol materialitzar amb tecnologia FFF prototips d'òrgans (veure Figura 97), donat que multitud de voladissos de la geometria necessitaran una estructura que els suporti en el seu procés d'impressió.

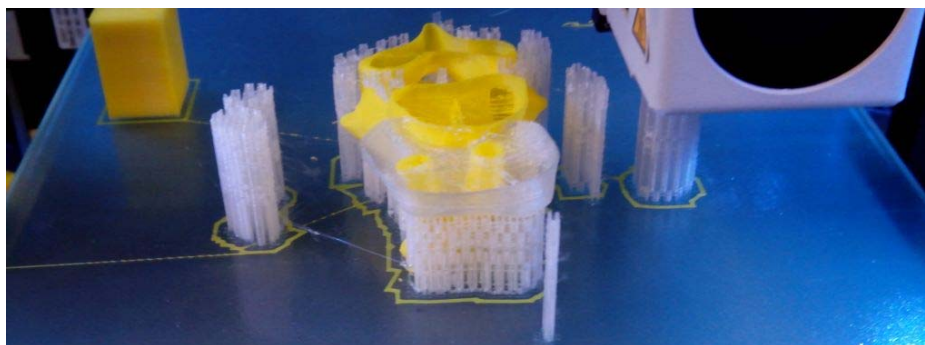


Figura 97. Impressió 3D de prototip per a assaig quirúrgic basat en geometria complexa, precisant suports (apreciables a la imatge) per a la seva generació. Font: pròpia.

Donat el creixent desig de disposar de peces de duresa tan baixa com sigui possible, i donat el límit pràctic existent (al voltant dels 70-80 Shore A) per a guiar i extrudir el filament, han aparegut filaments que combinen algun material plàstic amb un de soluble: es tracta de portar a la microescala estructural del filament el recurs de baixar la duresa mitjançant el buidat de material que s'havia vist a l'apartat anterior.

La combinació d'un PLA flexible o un TPE amb un plàstic soluble obre, doncs, la porta a baixar d'escala de dureses als filaments plàstics per a tecnologia FFF. El procediment

és senzill: un cop la peça està impresa, es posa dins del líquid que ha de dissoldre la part de material soluble que portava el filament, creant una estructura microporosa.

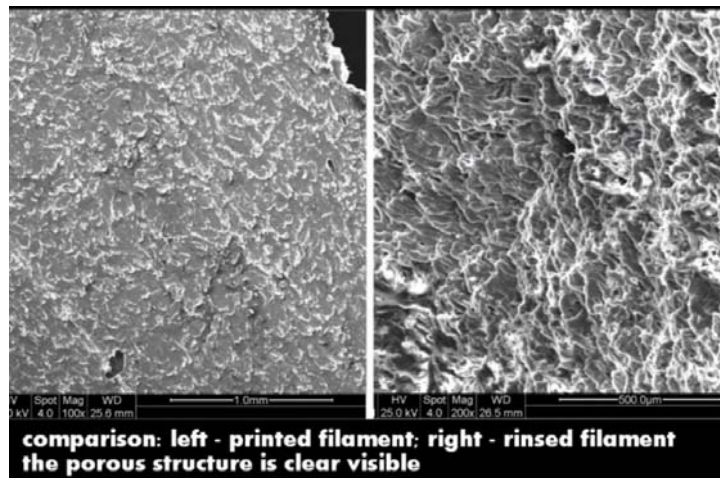


Figura 98. Filament imprès en aparença massís es converteix en porós després de dissoldre en líquid la part soluble que contenia. Font: [220].

Un exemple comercial d'aquests materials és el que s'agrupa sota el nom de POROLAY® de CC-Products® [220], tots formats de barreges de TPE i PVA i fruit de les recerques de l'inventor Kay Parthy. Dins d'aquesta denominació s'inclou el LAY-FOMM 60® [214], que en forma de filament o tot just acabats d'extrudir tenen una duresa similar als filaments flexibles vistos en els anteriors apartats (entre 80 i 95 Shore A), però que acaba tenint una duresa de 60 Shore A un cop passen de un a quatre dies en aigua per tal que es dissolgui la part de PVA que el forma íntimament, generant-se els microporus que fan possible aquesta reducció de vint unitats de duresa Shore A per sota dels filaments flexibles més tous. Aquest procés de dissolució del PVA s'accelera amb aparells de neteja per ultrasons i aigua normal.

I també existeix el LAY-FOMM 40® [214], amb una duresa de 40 Shore A després de dissoldre el PVA. Hi ha altres materials dins d'aquesta gamma, però no s'especifiquen detalls tècnics més enllà de que tenen l'aspecte de feltre (LAY-FELT® [213]).

El darrer material d'interès de la gamma és el GEL-LAY® [214], del qual tampoc s'especifica la duresa però del qual es comenta que la seva consistència és gelatinosa un cop dissolta la part de PVA i sota condició de mantenir-se mullat, altrament es comporta com una esponja seca no elàstica.

Tots aquests materials s'anuncien com a experimentals, i alguns usuaris manifesten el seu comportament variable segons el temps de pas per aigua i posterior assecatge, o les prevencions que cal tenir quant a velocitat d'impressió, d'altra banda típic dels TPE, així com la dificultat de materialitzar geometries complexes.

La recerca en materials porosos que es comportin com a teixit viu no és una novetat. Així, a [221] s'orienta a reproduir el comportament funcional de teixit una estructura escumada mitjançant injecció de resina fotosensible. En el seu cas, l'objectiu seria l'obtenció de, per exemple, un cor robòtic artificial fet d'elastòmer escumat [222].

Per baixar encara més els valors de duresa, queda un darrer recurs: combinar l'ús d'algun d'aquests filaments ultraflexibles de TPE amb material soluble, amb el modelatge CAD d'una geometria dibuixada amb estructura porosa prou reduïda com per a no afectar la qualitat de la percepció dels cirurgians a l'assaig mèdic. El traçat d'aquesta estructura porosa també es pot fer de forma automàtica, encara que menys precisa, tot usant el paràmetre d'emplenament exposat al principi de l'apartat com a recurs bàsic per baixar la duresa.



Figura 99. Esponja impresa en 3D usant GEL-LAY®. Font: [223].

Una possible aplicació trobada d'aquestes estructures és la d'incorporar nanopartícules a aquestes estructures escumades. Així, a [224] s'investiga sobre la viabilitat d'incorporar nanopartícules de Ti-O₂ a filament d'ABS de manera que es puguin fer esponges impreses en 3D químicament actives capaces de neutralitzar agents contaminants sense detergents.

A la present recerca, una estructura esponjada podria ser un bon camí per a introduir líquids similars als fluids biològics (sang, etc.) en peces impreses delimitades per una frontera sòlida. Així, es modelitzarien vasos sanguinis i tumors que tinguessin una pell exterior prima i que a l'interior tinguessin una estructura escumada gràcies a l'ús combinat de filament flexible per a la pell i material ultraflexible per a l'estructura interna. Caldria, però, donar d'alguna forma comunicació a l'exterior a l'estructura interna, tant per permetre la dissolució del PVA i la efectiva formació d'una estructura porosa, com per posteriorment aconseguir xopar de líquid aquesta estructura.

4.2.5 Recopilació de filaments flexibles

Tot recopilant els filaments flexibles més representatius del mercat, a la Taula 18 es mostren ordenats per ordre de duresa. Com es pot veure, el rang de dureses va dels 40 Shore A als 68 Shore D. D'altra banda, s'aprecia que no hi ha correlació entre el tipus de TPE i la duresa.

Taula 18. Mostra de filaments flexibles i característiques d'aquests.

Duresa Shore	Marca	Empresa	Tipus de plàstic	Allargam. a trenc. (%)	Resist. tracció (Mpa)	Font
40A	Lay-fomm 40	CC-Products	TPE+PVA	?	?	[54]
60A	Lay-fomm 60	CC-Products	TPE+PVA	?	?	[54]
70A	Filaflex Ultrasoft	Recreus	TPU	?	?	[218]
82A	Filaflex	Recreus	TPU	700	39	[218]
33D (apr. 85A)	Primalloy	Verbatim-Mitsubishi	Copolímer PS	990	?	[225]
85A	Ninjabflex	NinjaTek	TPU	660	26	[217]
34D (apr. 86A)	Arnitel-ID2045	Nexeo-DSM	Copolímer PS	350	8	[226]
90A	TPE	Matterhackers	TPE (no definit)	?	?	[213]
92A	PLA SOFT-Flexible	Filament2Print	PLA+ elastòmer (n.d.)	?	?	[214]
92A	Soft PLA	Matterhackers	PLA+ elastòmer (n.d.)	?	?	[213]
45D (apr. 94A)	Flexifil	FormFutura	Copolímer PS	530	24	[217]
95A	TPU	Matterhackers	TPU	?	?	[213]
95A	Cheetah	NinjaTek	TPU	580	39	[217]
98A	Semiflex	NinjaTek	TPU	600	43	[217]
63D	CristalFlex	FormFutura	TPE-s	230	26	[219]
65D	T-Lyne	Taulman3D-DuPont	Copolímer de polietilè (Surlyn)	320	31	[216]
68D	SBS	Filamentarno	TPE-s	250	?	[212]

4.3 Conclusions

Per a abordar avenços en la impressió 3D multimaterial, és imprescindible ubicar totes les vessants actuals de la tecnologia FFF, en constituir la base sobre la qual es vol fer accessible l'execució de prototips d'assaig quirúrgic. Aquest capítol és, doncs, en part, una extensió de la recerca sobre l'estat de l'art en aquesta tecnologia específica: anant més enllà, s'endinsa en la detecció d'oportunitats per a l'execució de nous conceptes d'impressió 3D multimaterial, enquadrades en alguna de les branques de la classificació proposada, la qual en sí mateixa es presenta com a novetat.

Posant el focus en la multimaterialitat, s'ha considerat dues línies tecnològiques principals en la impressió 3D basada en Fabricació per Filament Fos: la que utilitza diferents broquets per a cada material, i la que fa passar diferents materials per un sol broquet. La primera línia té dues sublínies, la que disposa tots els broquets en un sol capçal, i la que per a cada broquet es té un capçal independent. La segona línia té també dues sublínies, aquella en la qual diferents materials passen de forma seqüencial pel broquet, i aquella en la qual els materials es barregen en una cambra prèvia al broquet abans de ser dipositats.

La major part de les solucions trobades utilitzen la primera sublínia de la primera opció: broquets agrupats en un sol capçal, generalment 2. Els problemes de qualitat associats al moviment en un mateix capçal fan, però, que només un dels conceptes que s'exploren més endavant s'enquadren en aquesta opció (capçal revòlver). Menys abundants són les solucions basades en capçals independents, però aquí l'autor està en avantatge, donat el caràcter pioner del sistema IDEX desenvolupat en el projecte BCN3D al CIM UPC, i que és la base d'una solució d'impressió 3D multimaterial que serà presentada al capítol 9.

La segona línia té també desenvolupaments d'interès, però no s'abandona llavors el terreny de la varietat quant a color, donat que es considera que el capçal únic ha d'ajustar-se a unes condicions de funcionament òptimes per a cada material. Això no ha estat obstacle per detectar propostes d'interès, com els capçals de barreja passiva i activa, explorats als capítols 7 i 8.

L'observació d'aquest mapa tecnològic ha estat la base per detectar possibles idees fora de l'actual marc, com algunes de les que es desenvoluparan al següent Bloc 3. Però els conceptes estudiats no són els únics possibles: el treball prospectiu realitzat constitueix una base per tal que altres investigadors puguin fer més propostes a desenvolupar.

Per acabar, es fa un estudi exhaustiu dels filaments termoplàstics, que és el material usat a la tecnologia FFF. Aquesta recerca es centra en els més tous, tot connectant amb l'interès que els teixits tous han desvetllat al capítol 3 de cara a la mimetització de teixits vius. D'aquesta forma, el paràmetre de la duresa es recull amb profunditat, buscant els límits inferiors actuals existents. Els seus valors, però, posen de relleu que no són prou tous, en general, com per garantir la mimetització desitjada: calen líquids.

5 Impressió 3D basada en materials líquids

En el capítol anterior s'ha vist fins on s'arriba amb la tecnologia FFF i els filaments plàstics que utilitza quant a mimetització de teixits vius. Com a conclusió, un sistema de fabricació additiva per a prototips d'assaig d'operacions quirúrgiques de tumors no es basarà únicament en filaments.

Aquest capítol fa atenció a materials que no es presenten en forma de filament sinó en forma líquida, i quin procés de fabricació additiva pot ser molt variat: deposició basada en sistemes bàsics com xeringues, o de més sofisticats com bombes de cavitats progressives o d'injecció.

La impressió basada en líquids i la tecnologia FFF es plantegen com a tecnologies complementàries a la present recerca. La tecnologia FFF és més simple i així ho demostra el deversall d'equips i variants mostrades al capítol anterior. En canvi, l'ús de líquids en fabricació additiva planteja problemàtiques ben diverses: cost, toxicitat, complexitat del procés de dispensació, esterilització per a ús en quiròfan, obstrucció dels broquets de deposició... que fa que no sigui casual la poca extensió de la seva aplicació, o com a mínim la manca de solucions de baix cost consolidades, tot i que es tracta d'una línia de recerca en impressió 3D en gran creixement i de fort interès industrial.

Però, per a seguir per la via del mimetisme dels prototips d'assaig quirúrgic respecte dels teixits vius traçada anteriorment, aquests materials líquids i els seus processos de fabricació additiva associats són imprescindibles: amb ells s'aconsegueixen, a diferència de molts filaments, la baixa consistència que presenten òrgans i teixits tous del cos humà, o valors més alts de transparència per al cas que l'equip mèdic vulgui, per exemple, visualitzar vasos sanguinis dins del tumor a extreure.

Partint d'aquest fet, s'enfoca la recerca a l'exploració de procediments de cost econòmic limitat amb aquests materials líquids, suportables per impressores 3D assimilables pel que fa a cost i estructura a les emprades per a la deposició de filament plàstic: per exemple, en lloc de capçals amb broquets extrusors de fil plàstic fos, es preveu algun broquet que dispensi líquid que catalitzarà de forma ràpida, fent viable la construcció 3D per capes. Entre aquests materials que no es presenten en forma de filament, es tenen les resines fotopolimeritzables, silicones, poliuretans, cautxús i hidrogels.

En resum, als següents punts es detallen els materials que han d'acomplir els requisits de mimetització amb els teixits vius: resines fotopolimeritzables, silicones, poliuretans, cautxús, i hidrogels. I a continuació s'exposen les tecnologies per imprimir-los o introduir-los en prototips impresos: injecció, xeringues, altres sistemes de deposició, emmotllat i posterior dissolució del motlle...

5.1 Líquids emprats en processos de fabricació additiva

Tal com s'ha comentat, un camí complementari per a disposar de peces de baixa duresa és la utilització de materials líquids a processar mitjançant algun mètode de fabricació additiva. Més que interessar el fet que siguin líquids, la clau és que es transformin en sòlids viscoelàstics un cop hagin passat el procés de fabricació additiva corresponent. Per tant, aquest procés de fabricació additiva ha d'implicar (a part de la ubicació del material en la seva posició geomètrica tridimensional prevista) una transformació que suposi un canvi en les seves propietats viscoelàstiques. Aquest canvi físic s'assoleix típicament per un procés químic de reticulació (catalització). Les formes per aconseguir-ho són diverses i seran detallades en els propers apartats.

El fet és que són materials històricament ja utilitzats per obtenir peces que mimetitzin amb el cos humà, per bé que usats mitjançant emmotllament. Aconseguir fer-los utilitzables en impressió 3D és una estratègia paral·lela a l'ús de filaments flexibles a fi d'obtenir prototips multimaterials complexes, que donades les seves característiques no són, d'entrada, fabricables per emmotllament.

Llavors, primer es farà una anàlisi dels materials existents (emprats actualment en processos d'emmotllament), les seves aplicacions i els valors de dureses que presenten. Seguidament s'inicia aquest estudi amb les resines fotopolimeritzables, i continua amb materials on la baixa duresa és la característica més rellevant: les silicones, els poliuretans, els cautxús i els hidrogels.

5.1.1 Resines fotopolimeritzables

Les resines fotopolimeritzables presenten un primer inconvenient per a ser considerades com a material apte per a la present recerca, que és la seva dificultat per a que els prototips que en resulten puguin ser esterilitzats per al seu ús al quiròfan. Són materials que majoritàriament es deformen a partir dels 45°C, i que per tant no serien aptes per ser sotmesos a procediments d'esterilització que impliquin una temperatura més elevada. Tot i això, nombrosos exemples els confirmen com a usats en prototips d'assaig, però en el moment de la intervenció cal renunciar a la seva esterilització i limitar la seva presència al quiròfan: els cirurgians només el contemplaran a les mans de personal auxiliar, més enllà del primer cercle de seguretat d'esterilitat.

Però, per exemple, entre els punts a favor a considerar hi ha la seva capacitat de ser transparents (com les silicones) i a la vegada rígids (com els filaments plàstics). Cap altre material sembla unificar millor aquestes dues característiques juntes en un prototip.

Rellevants multinacionals de la impressió 3D ja han portat a terme una recerca exhaustiva lligada a la tecnologia d'injecció de resines fotopolimèriques, fins al punt

que són a l'origen de la invenció de la Fabricació Additiva, i que dificulta una recerca que hauria d'evitar entrar en conflicte amb multitud de patents existents [227]: tot i la relativa novetat de la Fabricació Additiva, o justament per això, els conflictes de patents entre empreses han estat a l'ordre del dia. Aquest podria ser un argument, vinculat amb el desig de reduir el cost dels prototips – difícil d'aconseguir amb màquines industrials d'alt cost –, per no entrar en excessiva profunditat en aquests materials i procediments.

Però en els propers apartats es fa una anàlisi tant de les resines que actualment s'utilitzen en impressió 3D com de la tecnologia d'injecció de fotopolímers, a fi de donar un caràcter de recerca global al present treball, i analitzar quines oportunitats hi ha per aconseguir la màxima mimetització possible amb els teixits vius.

També cal tenir en compte que, tard o d'hora, les patents més rellevants sobre Fabricació Additiva van vencent [228], i s'obre llavors la oportunitat de fer aplicacions de codi obert tal com va succeir en vèncer la patent de FDM així com les d'estereolitografia: no deixa de ser una certa conseqüència d'aquest primer venciment l'opció de la present recerca de prioritzar les tecnologies de Fabricació per Filament Fos i fotopolimerització DLP, de manera que l'estudi sobre aquestes resines no deixa de ser una preparació per a futurs venciments de patents.

Així, no té cap sentit plantejar l'ús de resines fotopolimèriques opaques de duresa estàndar, doncs amb els filaments plàstics ja es té coberta aquesta necessitat. I en canvi, s'analitzarà quines presenten valors més baixos de duresa, quines presenten resistència a altes temperatures, quines són transparents...

També és cert que a partir d'una de les tecnologies que apliquen aquests materials, la d'injecció de fotopolímer, s'han fabricat i es fabriquen nombrosos prototips per a assaig quirúrgic, com ara una part significativa dels primers prototips d'assaig fets pel doctorand per a l'Hospital Sant Joan de Déu.

I és que malgrat el possible incompliment del requisit sobre esterilització, alguns materials ja desenvolupats superen aquest problema, i a més cal admetre també que la part essencial dels beneficis que proporciona l'ús de prototips s'obté durant l'assaig i no en el moment de la intervenció.

A continuació es fa una descripció sobre les resines fotopolimèriques usades en impressió 3D, i en un apartat següent s'inclourà una descripció sobre l'aplicació de la tecnologia d'injecció de resina epoxídica fotopolimèrica, amb la qual s'han materialitzat alguns dels prototips d'assaig fets per a l'HSJD detallats al capítol 6.

S'analitza a continuació els materials de tipus resines fotopolimèriques emprades en les diverses tecnologies que empren la llum com a agent per passar un líquid a sòlid i així modelar un objecte tridimensional per capes. aquest tipus de tecnologia, analitzant si hi ha diferències amb les que s'utilitzen el altres tecnologies d'impressió 3D: tal com

s'exposa igualment al capítol 2, són la fotopolimerització induïda per làser (SLA) o per llum projectada i la deposició de gotes de fotopolímer.

Es tracta de líquids quina exposició als raigs ultraviolats (i dins d'aquests la franja entre 200-400 nm) fa que endureixin. Només l'àrea de líquid exposada a la llum solidificarà, tota altra zona restarà igual.

A nivell químic són una combinació de monòmers, aglutinants (oligòmers) i additius (colorants, plastificants...). S'analitzen seguidament cadascun d'aquests components.

Els monòmers són el segon component en pes en un fotopolímer després dels oligòmers. Tenen per missió regular el grau de viscositat del fotopolímer – actuen com a diluents – així com fer d'agents de reticulat en el procés de polimerització. S'utilitzen molts tipus de monòmers. Com a exemple, a la resina PR48 [229] usada en les Ember® (impressores 3D de codi obert de tipus DLP), el monòmer que actua com a reactiu diluent és un acrilat d'uretà.

El tipus d'aglutinant o oligòmer en un fotopolímer és el que determina les característiques principals que tindrà el component: resistència, duresa, flexibilitat... Els aglutinants, consistents en monòmers reactius agrupats (oligòmers), acostumen a representar més de la meitat de la composició dels fotopolímers, i són de les famílies més variades. A la resina PR48, l'oligòmer usat és acrilat d'uretà alifàtic junt amb el tetraacrilat pentaeritritol etoxilat.

Finalment, són els fotoiniciadors els que transformen l'energia lumínica en química, formant radicals lliures o cations, de manera s'inicia una reacció entre monòmers i oligòmers que els uneix formant cadenes, és a dir polimeritzant (veure la Figura 100 i Figura 101). No suposen més de un 1% de la composició. A la resina PR48 s'hi troba l'etil (2,4,6-trimetilbenzoil) fenilfosfinat, un fotoiniciador de Tipus I (generadors de radicals lliures monomoleculars).

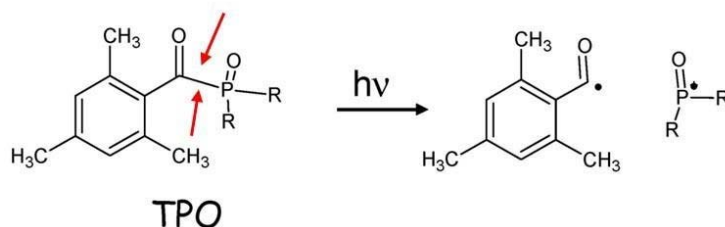


Figura 100. Reacció en presència de llum UV d'un fotoactivador de tipus fosfí (TPO). Font: [230]

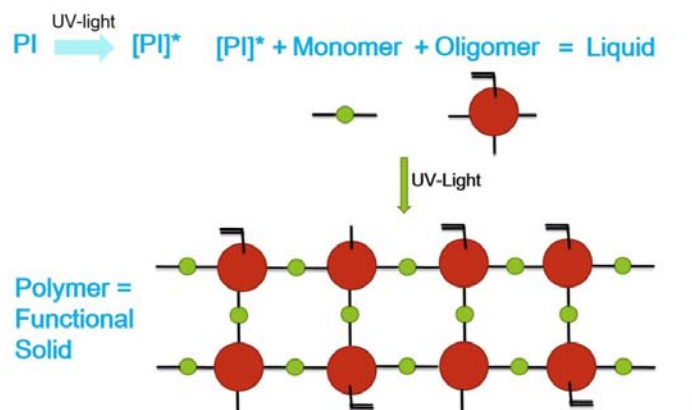


Figura 101. Esquema del procés de fotopolimerització i els seus components. Font: [231]

Les resines aplicades en impressió 3D han anat evolucionant des de la seva primera entrada en escena a finals dels anys 90. Bàsicament s'ha passat de poliacrilats o macròmers epoxídics (molt vitrificats i fràgils, amb tendència a esgrogueir fàcilment) a epoxis i sistemes híbrids (compostos d'oxetans amb resines epoxicicloalifàtiques polifuncionals i compostos hidroxil multifuncionals), que a més de superar els desavantatges de les anteriors formulacions, aconsegueixen reduir la contracció en el procés de polimerització [232].

Al llarg d'aquesta evolució hi ha hagut nombrosos conflictes de patents entre grans corporacions vinculades a la impressió 3D. La patent de 3DSystems® revocada el gener 2014 a instàncies de DSM® [232] n'és un exemple: en aquesta, es detallava el procés i la composició de resines curables per UV basades en el sistema híbrid citat a l'apartat anterior (oxetans,...).

En els treballs de recerca i patents de noves resines per a impressió 3D, la tendència general ha estat proposar formulacions orientades als següents vectors:

- Guanyar en resistència – en general eren fràgils – per a ser comparats amb els termoplàstics d'ús industrial.
- Reduir la seva tendència a absorbir humitat.
- Eliminar en el possible la contracció que es produeix en la polimerització: pot arribar a ser de l'ordre del 6-7%, i es considera un valor baix una contracció del 3,5%. Hi ha resines comercials que declaren limitar aquest valor al 0,5%.
- Reduir el temps de curat.
- Especialitzar-se en característiques d'interès, com la transparència o la simulació del comportament de termoplàstics tècnics.

Per detallar aquest darrer vector, es citen les principals especialitzacions que s'observen en les resines fotosensibles:

- Mimetització dels termoplàstics del món de l'enginyeria, a fi que les proves que es facin al prototip imprès en aquestes resines siguin útils per validar dissenys de peces injectades en el material mimetitzat. Dos exemples són l'ABS i el polipropilè.
 - ABS: les prestacions mimetitzades són gran resistència a l'impacte amb absorció de xocs (resiliència), i elevada duresa i resistència a la temperatura.
 - Polipropilè (PP): ofereixen una resistència tèrmica millorada respecte a les altres resines, un aspecte físic similar a aquest, i valors comparatius de duresa, resistència i flexibilitat.
- Resistència a l'aigua.
- Resistència a elevades temperatures (per exemple per prototipar tubs que condueixin aigua calenta), malgrat aquestes són limitades: la mitjana de temperatures a la qual les peces de resina es deformen (temperatura de distorsió sota càrrega o HDT, *Heat Deflection Temperature*, concepte ja vist a l'apartat 3.4) està compresa entre els 45°C i 60 °C, i aquestes resines [233] eleven aquest valor als 77°C, encara molt lluny de garantir que no es deformaran durant un procés d'esterilització de caràcter tèrmic. Tot i això es troben resines al mercat capaces de garantir un bon comportament per damunt dels 100°C.
- Gran rigidització i estabilitat per ser emprada en prototips d'assaig en túnels aerodinàmics.
- Diferents coloracions, tant opaques com transparents.
- Diferents graus de duresa, des de rígides (el més habitual) a elastomèriques amb dureses de l'escala Shore A.
- Biocompatibilitat a fi de ser usades per a fer guies quirúrgiques i d'intervencions maxil·lofacials, elements d'ortodòncia (ponts, corones...), implants permanents, etc.

El detall de les característiques de les més rellevants marques de resines fotopolimeritzables les donen els principals fabricants: SOMOS™ de DSM® [234], VisiJet™ i Accura™ de 3DSystems [235], PolyJet™ de Stratasys® [236] i Plastcure de Prodways [237]. Hi ha també multitud de resines per a les impressores de sobretaula de tecnologia de fotopolimerització per llum projectada, derivat dels nombrosos desenvolupaments d'impressores 3D de sobretaula. Com a exemple, es troben resines de Formlabs® [238], resines de FunToDo® [239] i resines de Spot-A Materials® [240].

Els materials PolyJet™ de Stratasys® han estat utilitzats en el modelatge d'alguns prototips per a assaig quirúrgic duts a terme pel doctorand al CIM UPC per a casos reals d'aplicació a l'HSJD.

Els motius han estat tres:

- Capacitat de la tecnologia PolyJet™ d'imprimir en multimaterial, permetent la diferenciació al menys entre tumor i altres estructures (òrgans, vasos sanguinis...).
- Disponibilitat de materials tous a fi de reproduir amb ells els tumors sobre els quals s'assajava la resecció.
- Disponibilitat de materials translúcids (el més proper a materials transparents, no disponibles) a fi d'intentar visualitzar els vasos sanguinis atrapats a la massa tumoral representada com a translúcida.

Així, un dels materials utilitzats va ser el denominat comercialment com TangoPlus FLX930™, amb característiques de translucidesa i baixa duresa (la més baixa d'aquests materials, uns 27 Shore A). Tot i haver altres materials dins la gamma PolyJet™ completament transparents, aquests són rígids i no serveixen al propòsit de simular la resecció d'un tumor. A la Figura 102 es mostra justament una comparativa d'aquests materials per a la modelització d'un mateix cas.

Figure 2: Patient-specific 3D printed models of renal and stone anatomy using (A) fused deposition modelling of thermoplastics, (B) semi-translucent, rubber-like TangoPlus polyjet printing, and (C) polyjet printing of VeroClear thermoplastics. (D) Additionally, the complete staghorn stone was 3D printed separately to show detail.

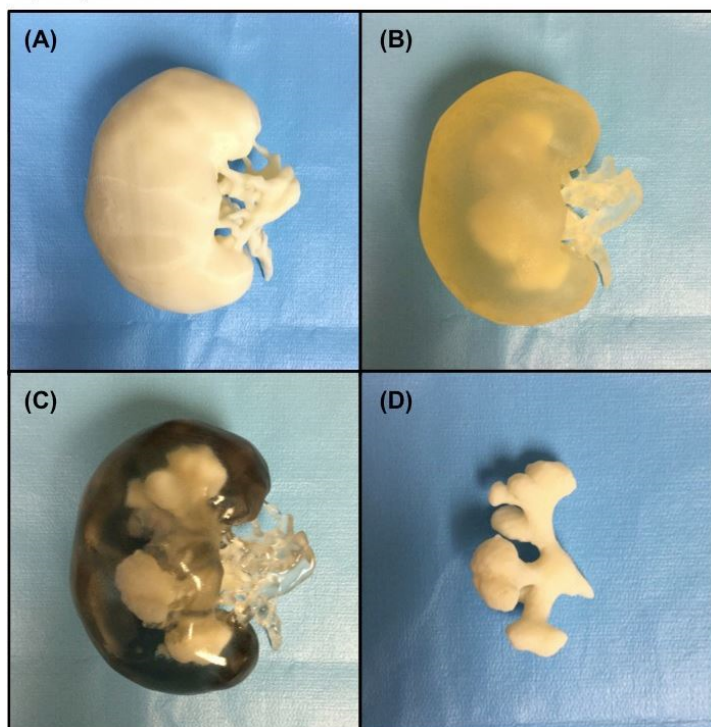


Figura 102. Prototips modelat amb diferents resines fotalimèriques. Les de caràcter elastomèric (B) no tenen el nivell de transparència d'altres rígides (C). Font: [241].

El valor citat de 27 Shore A, corresponent al material també emprat a la imatge B de la il·lustració anterior, proporcionava, a criteri del cirurgià, una sensació prou propera al que a la realitat suposa el tumor, tot i que seria desitjable reduir encara més aquesta duresa. La resta de materials PolyJet™ tous són, com s'ha dit, més durs que el ja mencionat:

- TangoBlack FLX973™ (negre opac): 61 Shore A aproximadament.
- TangoGray FLX950™ (gris opac): 75 Shore A aproximadament.

Per tenir una referència, els valors comuns de duresa per a les resines fotalimèriques són de l'ordre de 60 a 90 Shore D. És evident que, per a valors de duresa com aquests, ja es tenen els filaments de termoplàstics que permetran aconseguir prototips amb menor cost i dificultats sense perjudici de la qualitat.

En anar progressant en l'aplicació de la impressió 3D, tot donant suport a casos clínics, els darrers prototips han variat la “composició” del tumor, de forma que sota una capa externa d'uns 4 mm en material TangoPlus FLX930™, la resta de material interior és una barreja indeterminada d'aquest junt amb material de suport, que fa que la resecció sigui molt més simple en tenir una consistència baixa, fàcil d'esmicolar, encara que al preu de perdre translucidesa. Tot i això, els vasos sanguinis queden envoltats pel gruix esmentat de 4 mm de material translúcid tou, de manera que el prototip salva la seva funcionalitat a ulls del cirurgià. A la Figura 103 es mostra l'aplicació d'aquesta estratègia en un cas de neuroblastoma (març 2016) desenvolupat en el marc de la col·laboració entre el CIM UPC i l'HSJD i exposat com a quart cas al capítol 6.

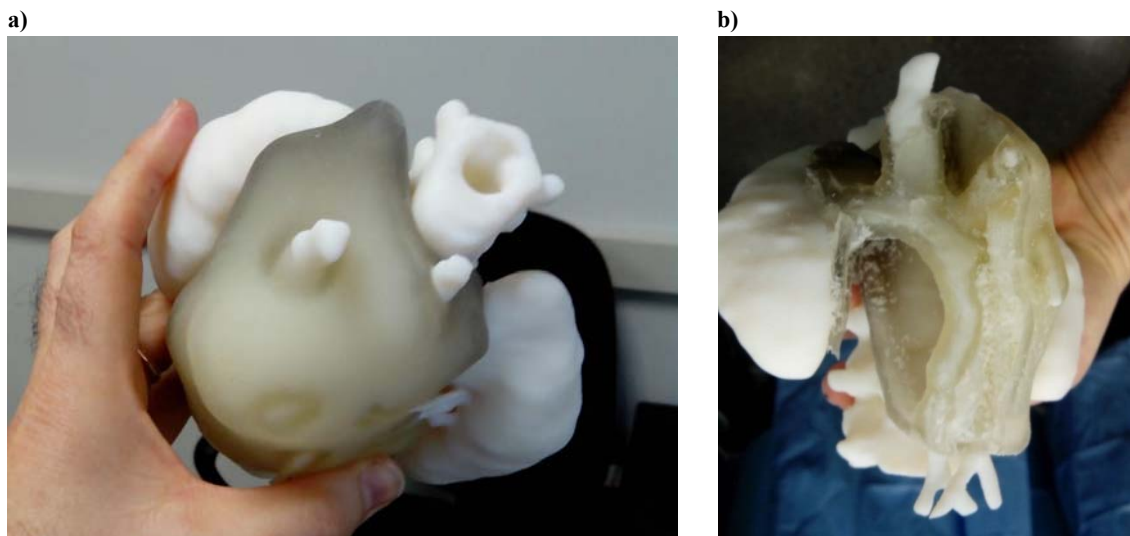


Figura 103. a) Prototip bimaterial de neuroblastoma en tecnologia PolyJet™. b) El mateix prototip, després de la resecció parcial efectuada a l'assaig quirúrgic. Font: pròpia.

Malgrat totes les resines PolyJet™ tenen una temperatura de distorsió sota càrrega inferior a 100°C, hi ha resines fotopolimeritzables amb HDT superiors, i que per tant les faria aptes per a ser usades en prototips d'assaig quirúrgic.

Així, Nebioglu presenta a [242] resines que incorporen oligòmers basats en acrilats de poliuretà on algunes variants tenen HDT de 110 i 124°C, tot i que es tracta sempre de materials rígids.

També es troben amb valors de HDT per damunt de 100°C algunes resines comercials per a processos d'estereolitografia industrial així com per a processos de fotopolimerització per llum projectada, com per exemple:

- Accura PEAK™ de 3DSystems®: amb postcurat tèrmic a 120°C, assoleix HDT de fins a 153°C.
- SomosProtoTherm 12120™ de DSM®, que amb un postcurat de UV i temperatura fa que assoleixi una HDT de 126 °C
- SomosNanoTool™ de DSM®, que novament amb un postcurat de UV i temperatura trenca tots els límits i arriba a valors de HDT de 250°C.

- PlastcureRigid 10 500™ de Prodways®, amb una HDT de 120°C.
- Spot-HT™ de Spot-A Material®, que declaren suportar més de 100°C.
- Perfactory HTM140IV™ d'Envisiontec®, amb HDT de 140°C.

Un factor comú a totes elles és una elevada duresa un cop han polimeritzat i curat. Però si fossin transparents (no s'ha localitzat cap que especifiqui una HDT superior a 100°C) tindrien una nova utilitat en el prototipatge en comparació amb filaments plàstics. En qualsevol cas, obren la porta a aplicar resines fotopolimeritzables que suportin els processos tèrmics d'esterilització detallats a l'apartat 3.4.

Ja s'ha esmentat també l'existència de resines fotopolimeritzables elastomèriques, com per exemple:

- Gamma PolyJet™ Tango de Stratasys® ja descrita.
- Spot-E™ de Spot-A Materials®, de duresa 65 Shore A.
- E-Shell 500 Perfactory™ d'Envisiontec®, de duresa 87 Shore A.
- Altres com la EPU-60™ de Carbon® (veure la Figura 104), de les quals no s'indica el valor de duresa. Aquestes semblen basades en química de poliuretà, i materialitzades per Carbon® en el seu sistema CLIP (variant de tecnologia DLP).

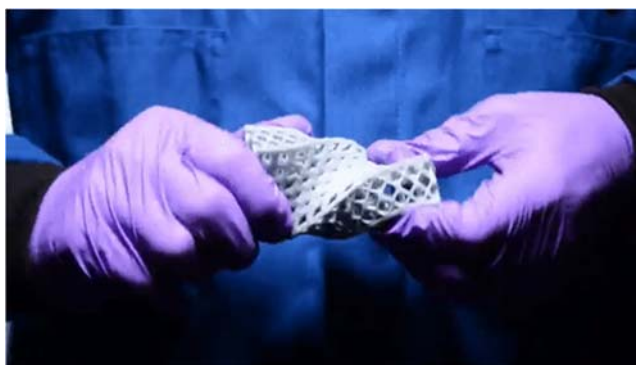


Figura 104. Peça elastomèrica realitzada en tecnologia CLIP de Carbon®. Font: [243].

En cap cas s'ha trobat informació d'aquestes resines sobre la temperatura fins la qual poden treballar sense que pateixin deformacions permanents. S'interpreta que, com el valor de HDT és un valor de temperatura associat a la deformació que es produeix en materials rígids sota l'acció d'una força determinada, aquest no és mesurable quan es tracta d'elements tous. S'ignora doncs si algun procediment tèrmic d'esterilització afectaria a les peces fetes d'aquestes resines tot deformant-les.

5.1.2 Silicones

El procés d'impressió 3D amb silicona és, d'entrada, més complex que el de filament: així com aquest solidifica a la plataforma així que baixa la temperatura, i així es facilita la superposició de capes de material sòlid, en el cas de la silicona es té un material líquid quin procés de solidificació requereix més temps, donat que aquest procés es deu a una reacció química depenent del tipus de silicona.

Com en el cas dels termoplàstics elastòmers (TPE) vistos a l'apartat anterior, es limitarà la descripció de les diferents classes de silicones a la seva possible aplicació en la impressió 3D. La seva denominació química correcta és polidimetilsiloxà, un compost inorgànic de formulació $(\text{O-Si}(\text{CH}_3)_2)_n$. En curar, la silicona d'estat líquid a un sòlid elastomèric. Aquest curat implica una reacció química, que pot ser de vulcanitzat o catalitzat.

Les silicones monocomponents anomenades silicones RTV (*Room Temperature Vulcanizing*) segueixen un procés de vulcanització gràcies a la presència d' H_2O (que aporta els ions OH que facilitaran la formació de les cadenes polimèriques) amb l'alliberament o no de diferents substàncies (àcid acètic – com les silicones per segellat de juntes –, metanol, amines...). Es coneixen també com a silicones de curat per condensació. Són les més utilitzades per fer motlles on colar cera, poliuretans, etc.

Les silicones curades per catalitzat més habituals són les que usen com a catalitzador el platí. Ho són la majoria de les utilitzades en modelisme, fabricació de pròtesis, processos d'emmotllament... El seu procés implica la barreja de dos components, generalment a parts iguals, tot i que també n'existeixen d'un sol component. Un d'ells conté platí i un complex polimèric de vinil, i l'altre grups Si-H (que és l'agent de reticulat, "crosslinker"). En barrejar-se, s'inicia entre el vinil siloxà i el Si-H una reacció d'addició gràcies al platí, formant-se un nou grup etil que va connectant els grups vinil i Si-H, formant ja la cadena polimèrica de la silicona sense generació de subproductes.

Els temps de catalització o vulcanització, al final del qual el material té una consistència gairebé igual a la definitiva malgrat el procés de curat segueixi, es pot fer correspondre a efectes pràctics amb el temps útil d'aplicació (expressat com a *pot life* a moltes fitxes tècniques). Per a una mateixa silicona aquest temps és molt variable, orientativament de 5 a 45 minuts. Tot i això, per diversos mitjans (activadors UV, temperatura, humitat elevada...) s'aconsegueix reduir considerablement, i es demostra amb el fet de l'existència de fabricació de peces de silicona mitjançant impressió 3D que es detallaran seguidament. Aquest temps de "solidificació" (per a algunes silicones i hidrogels és difícil de parlar de solidificació i només es pot parlar de consistència final) és, doncs, un paràmetre essencial per a determinar l'aplicabilitat de silicones i poliuretans en impressió 3D. Els procediments per a la mesura del temps útil d'aplicació es detallen a [244] la norma ISO 9514:2005 per a pintures i vernissos, i a [245] la ISO 10364:2015 per a adhesius estructurals.

L'interès es centra doncs en aquelles silicones que puguin tenir un temps útil d'aplicació ben curt, fent factible amb una qualitat acceptable el procés de fabricació additiva per capes que caracteritza la impressió 3D. No són d'interès, doncs, silicones o poliuretans quin temps útil d'aplicació sigui major a uns pocs segons, limitant per tant l'espectre útil existent. Aquests pocs segons s'acoten entre un valor mínim i un màxim: des del moment en el qual surt pel broquet de la impressora 3D i cau a la plataforma o peça en

formació (dècimes de segon), i el moment que acaba una capa i ha de començar la següent damunt d'aquesta (de 10 segons a minuts). Donada la imprecisió d'aquest darrer valor, de forma arbitrària s'estableix que temps superiors a 10 segons no seran vàlids, tenint en compte que valors de temps més grans implicaran també problemes quant a viscositats baixes durant massa estona que provocaran una expansió superficial excessiva del material dipositat. Es tracta d'evitar el mateix fenomen que succeeix amb la deposició de filament plàstic massa calent, que té a veure amb una mala dissipació de la calor del filament en el moment que es diposita: el que hauria de ser una forma cilíndrica perfecta com la que ha sortit del broquet es converteix en un tub totalment aixafat i expandit superficialment, donant com a resultat una peça de mala qualitat, amb una àrea major i una alçada menor de la prevista.

S'analitza a continuació les silicones amb catalitzador de platí emprades per a ús protèsic aplicades en processos d'emmotllament, independentment del fet de tenir valors alts comparat amb el desitjable (10 s) de temps útil d'aplicació. Posteriorment ja es veurà com aquest temps es pot reduir.

Com a exemple, el fabricant de silicones Polytek® [246] disposa de la gamma PlatSil Gel® la qual a partir de silicona amb catalitzador de platí facilita crear peces de duresa 10 Shore A (PlatSil Gel-10®) i 30 Shore OO (PlatSil Gel-OO®). Aquestes dureses tan baixes, segons el fabricant, les fa òptimes per a aplicacions protètiques. Són valors als quals no s'hi arriba amb els filaments flexibles més habituals. Això sí, el temps útil d'aplicació és de 5 a 6 minuts, molt superior al desitjable.

Un primer aspecte d'interès és que es poden combinar els dos tipus de silicones per obtenir qualsevol duresa dins del rang dels valors esmentats, i això suposa un grau de llibertat respecte al que succeeix amb els filaments. Un altre aspecte d'interès és la possibilitat d'usar productes complementaris als dos reactius bàsics que constitueixen silicones com les d'aquest fabricant. Es disposa així d'additius per espessir o aclarir la barreja, i per retardar o accelerar el temps de curat. Una darrera observació és l'existència d'additius per donar versemblança "humana" a la peça a obtenir: es tracta d'un esmorteïdor (*deadener*) que li donarà un aspecte menys artificial, i que farà que tingui més aspecte de teixit viu. De fet, aquests productes són utilitzats tant per a maquillatge d'efectes especials, com per a ajudar a una persona que la seva pròtesi s'integri de la millor manera possible al seu cos, sent l'estètica un valor essencial. I això s'avé molt bé amb la recercada mimetització dels prototips a imprimir respecte al cos humà.

Els diferents i ajustables valors de relativa baixa duresa que les silicones permeten són aprofitats pels fabricants de pròtesi o productes assimilats (com els models d'entrenament mèdics mostrats al capítol 3), i convé aprofitar la seva experiència quant a les correlacions que la seva pràctica empírica ha determinat entre teixit viu i silicones industrials.

Així, un altre fabricant, Smooth-On®, disposa de la gamma Dragon Skin® i la Ecoflex®, amb la qual es modelen tota gamma de pròtesis i parts del cos: per exemple, estructures de tres capes per a representar pell, greix i múscul i així simular exteriorment la carn (veure Figura 105) a fi d'entrenar els metges en els procediments de sutura. Per a la dermis usen silicona entre 10 i 30 Shore A, amb colorant d'aparença carn i combinada o no amb agents reductors de viscositat; per al greix, silicona de 30 Shore OOO (amb consistència de gel i colorant groc) o de 10 Shore A combinades amb agents d'estovat; i per al múscul, silicones al voltant dels 30 Shore A amb colorant vermell [247]. Les capes externa i interna fan d'encapsulat de la silicona de consistència de gel que representa el greix. La sensació que té el cirurgià en assajar la sutura és pràcticament la mateixa que tindria en un cos humà real.

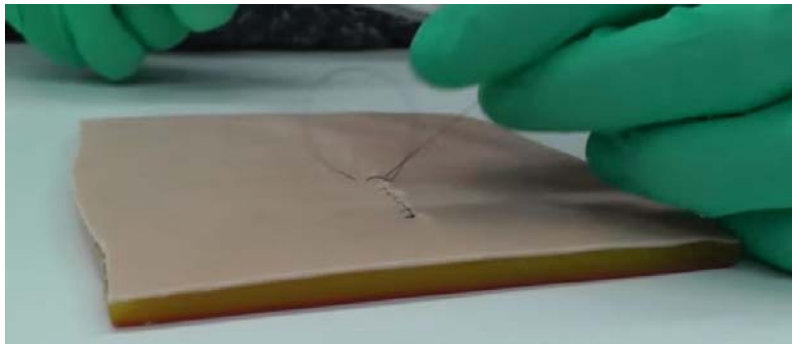


Figura 105. Model de silicona per a assajar sutures, constituït de tres capes. Font: [247].

Recordant els valors de la Taula 16 del capítol 3, on es realitzaven recomanacions sobre la duresa dels materials associada a òrgans tous del cos humà, aquests valors recollits de la pràctica industrial semblen coherents. El valor pel greix de 30 Shore OOO es correspon amb els 54 Shore OOO fixats per al teixit adipós del pit; i el valor pel múscul de 30 Shore A s'avé amb els 25 Shore A fixats a la mateixa Taula 16. S'està doncs davant d'un cert consens per a guiar l'execució de prototips mimètics.

El fet de baixar a dureses tan reduïdes implica que molts fabricants entren a usar les escales Shore OO i OOO per a donar els valors d'aquesta. Un detall interessant a tenir en compte és que, a aquests nivells, la consistència és la d'un gel, i a efectes pràctics convé encapsular-les per tal que no acabin fluïnt o enganxant-se per tot arreu. Així, i tal com es veu a la imatge precedent, recomanen la combinació d'aquestes silicones-gel amb altres silicones que les puguin encapsular, actuant aquests gels com a farciments que donaran una consistència tova a una determinada zona, com l'abdomen, etc.

Donada la versatilitat que ofereix la silicona quant a dosificació i additius, no semblaria tenir sentit presentar en aquest apartat una taula de dureses disponibles: qualsevol valor per sota del que els filaments flexibles permeten és possible amb l'ús de silicones. A més, en el procés d'impressió 3D, novament es pot recórrer al paràmetre d'emplenament (*infill*) exposat a l'apartat 4.2.1 per disposar de diferents valors de duresa usant una mateixa silicona. A la Taula 19 s'indica, però, els valors de duresa

indicats per diversos fabricants, que van des dels 35 Shore 000 als 37 Shore A. També es registren els temps útil d'aplicació, que no baixen del minut. S'han seleccionat els fabricants més vinculats a modelisme, obviant altres grans fabricants (com Nusil®, amb quines silicones es fan per exemple la majoria de pròtesis mamàries).

Taula 19. Mostra de silicones i característiques d'aquestes, ordenades de menys a més duresa. Font: dades dels fabricants.

Duresa Shore	Temps útil d'aplicació (min.)	Temps curat (min.)	Mode Curat	Marca	Empresa
35 000	15	2h.	Catalitzador platí - bicomponent	Ecoflex Gel	Smooth-On
35 00	2,5	5	Catalitzador platí - bicomponent	Ecoflex OO-35	Smooth-On
5A	1	5	Catalitzador platí - bicomponent	Ecoflex 5	Smooth-On
8A	2	10	Catalitzador platí - bicomponent	Elastosil SC 870	Wacker
10A	4	30	Catalitzador platí - bicomponent	Dragon Skin 10 VeryFast	Smooth-On
18A	4	?	Condensació RTV monocomponent	Elastosil 442	Wacker
20A	3	15	Catalitzador platí - bicomponent	ResilpomF	TCE
25A	5	1h.	Catalitzador platí - bicomponent	PlatSil Gel 25	Polytek
35A	1	7	Catalitzador platí - bicomponent	Equinox 35 Fast	Smooth-On
37A	25	4h.	Catalitzador platí - bicomponent	SORTA-Clear 37	Smooth-On

Les dades recollides s'han limitat a les silicones amb temps raonablement curts de solidificació, obviant la majoria de silicones comercials que tenen temps útils d'aplicació que arriben als 45 minuts i més. En moltes de les fitxes tècniques s'indica igualment que l'aportació de calor accelera el procés, reduint el temps útil d'aplicació. També s'ha trobat algunes silicones quin procés de curat s'accelera amb l'aplicació de llum UV, doncs porten agents de reticulat que s'activen gràcies a aquesta: tal com es veurà al segon bloc, aquest tipus de silicones es consideren d'alt interès per a la impressió 3D. Ja s'ha comentat també com la humitat ambiental és un factor afavoridor i, per tant, caldrà tenir-lo present depenent de quin tipus de silicona s'utilitzi.

5.1.3 Poliuretans

El procés d'impressió 3D amb poliuretà és molt similar al de la silicona, i en les aplicacions trobades els problemes són idèntics, començant per la preocupació pel

temps útil d'aplicació. Com en les silicones, la solidificació es produeix per una reacció química de catalització. Com a diferència, així com en les silicones hi havia força solucions basades en monocomponents, en els poliuretans industrials el més comú es el treball amb dos components (part A i part B), de manera que de forma directa cal preocupar-se de com procedir a fer la barreja. Tot i això, els poliuretans monocomponents, de catalització per humitat ambient com les silicones RTV, són d'ús molt comú com a segellant. Així, a la pràctica, no es troben diferències substancials entre les silicones i els poliuretans a nivell de sistema de catalització.

Com a avantatge es troba la possibilitat de disposar poliuretans de la més variada duresa, amb la possibilitat inclús d'anar variant aquesta en el procés de fabricació tot controlant l'aportació d'algun component. El color tampoc és problema i els poliuretans es poden tintar en el procés de formació de la mescla a dipositar. El poliuretà és un material de molt fàcil accés [248] i per tant és oportú tractar-lo en el context de la present recerca.

Com a inconvenient hi ha la major prevenció pel que fa a seguretat laboral dels poliuretans: els vapors del components a barrejar impliquen la necessitat d'usar mesures de protecció per a no aspirar-los: ventilació amb extracció forçada, màscares...

Amb els poliuretans no és possible arribar als nivells de baixa duresa als qual s'arriba amb la silicona. El valor més baix trobat és de 40 Shore A, i és senzill de trobar-ne de 60 Shore A. Aquesta és una franja d'interès, doncs els filaments plàstics flexibles es mouen al voltant dels 85 Shore A, i són excepcionals els que baixen d'aquests valors. El poliuretà cobriria una franja de dureses entre els 85 i els 40 Shore A.

La majoria de poliuretans són rígids o semirígids, i la seva duresa es mesura en l'escala Shore D. Aquests poliuretans, de dureses superiors a 85 Shore A, no tenen interès per a la present recerca, donat que amb filaments es té resolt aconseguir aquesta franja de dureses superiors. Tot i això, per al cas de voler disposar de peces rígides transparents, el poliuretà és una opció.

Com en el cas de les descripcions de materials fetes anteriorment, es limita la descripció dels poliuretans a la seva possible aplicació en la impressió 3D. Així, el poliuretà és un plàstic termostable que, un cop format, aguantarà temperatures elevades, però que, a diferència dels termoplàstics, un cop superat un cert valor (molt superior a la temperatura d'esterilització per a ús en quiròfan), no es fondrà sinó que es degradarà i no es podrà reciclar, i per tant cal evitar-lo a efectes de preservació del medi ambient.

El poliuretà es forma per la reacció de dos o més grups isocianat (-NCO) amb un poliòl que contingui grups hidroxils (-OH). En general és una reacció de diòls (HO-R-OH) i diisocianats (NCO-R'-NCO). L'amplíssima gamma de diòls i diisocianats existent (els diferents R i R' possibles) fan al poliuretà un material de propietats molt variades. Com en el cas de la silicona, cal un catalitzador o activadors per llum UV per a que es formin

les cadenes polimèriques. Així, bona part de l'exposició feta a l'anterior apartat per a les silicones, val a efectes pràctics en el present apartat pels poliuretans. Cal inferir, doncs, d'això, que es trobaran poliuretans amb temps d'aplicació útils breus, sent el més baix de 2 minuts. Com a contrapartida, sembla haver una relació inversa entre el valor de duresa i el temps útil d'aplicació. No es troba un poliuretà de baixa duresa que tingui un temps d'aplicació reduït (veure la Taula 20).

Taula 20. Mostra de poliuretans i característiques d'aquests, per ordre creixent de dureses. Font: dades dels fabricants.

Duresa Shore	Temps útil d'aplicació (min)	Temps curat (min.)	Mode Curat	Marca	Empresa
30A	25 min.	2h.	part A i B	Urelast 30	Sagristà
35A	15 min.	16h.	part A i B	FormRub35	Polytek
40A	20 min	-	part A i B	3340	FibreGlast
40A	10 min.	7h.	part A i B	Urelast 40	Sagristà
44A	15 min.	16h.	part A i B	PMC-744	Smooth-On
50A	10 min.	16h.	part A i B	FormRub50	Polytek
60A	10 min.	2h.	part A i B	Urelast 60	Sagristà
60A	10 min.	16h.	part A i B	Poly 75-60	Polytek
60A	6 min.	16h.	part A i B	Econ 60	Smooth-On
30 a 95 A	9 - 15 min.	-	Part A i B (+ C)	UPX 8400	Axson
72D	3 min.	45 min.	part A i B	FastCast	TOMPS
73D	2 min.	20 min.	part A i B	F-31	Axson

5.1.4 Cautxú

El cautxú, ja sigui natural (provinent del làtex) o derivat d'hidrocarburs, és un material elastomèric susceptible de ser útil per a la mimetització de teixits tous, i del qual s'ha trobat alguna aplicació d'impressió 3D com mostra la Figura 106.



Figura 106. Peces impreses en 3D en làtex. Font: [249].

El cautxú natural o làtex és un material de fàcil accés en botigues, innocu per a la salut usat, per exemple, per maquetistes i artesans com a material emmotllable per a obtenir “pells” flexibles, de cost reduït i que no precisa de barreja prèvia de components (comparat amb poliuretans i algunes silicones). També pot ser additivat per a modificar característiques (espessit, acolorit...).

En el procés de pas de líquid a sòlid, cal diferenciar entre el cautxú natural (làtex) i els sintètics. En el cas del làtex, usat per a maquillatge d'efectes especials, el vulcanitzat es facilita pel procés d'evaporació de l'alt contingut d'aigua que incorpora, mentre que en el cas dels cautxús sintètics aquesta vulcanització o curat pot ser més accelerada. En ambdós casos, el procés s'endevina com a lent comparat amb poliuretans i silicones, amb temps útils d'aplicació que difícilment baixen de 20-30 minuts: aquest és un aspecte desfavorable a tenir en compte en els processos d'impressió 3D. L'aportació de calor afavoreix l'assecatge i per tant la reducció de temps de curat.

En els treballs de recerca trobats al voltant de la impressió 3D per a cautxús, com per exemple a [250], s'ha determinat que una de les variants més aptes per ser usades en impressió 3D és un dels cautxús derivats d'hidrocarburs, l'estirè-butadiè carboxilat (XSBR). La seva duresa pot ser regulada segons la proporció d'estirè (rígid) i butadiè (flexible). La impressió 3D, de la que es mostra un exemple a la Figura 107 en el format comercial de cartutx-xeringa, és complexa de controlar, degut al procés progressiu d'obtenció del broquet derivada de la vulcanització que s'inicia des de l'inici de la deposició. És un efecte que s'observarà amb qualsevol líquid de catalització basada en un sol component, o bicomponent amb deposició un cop feta prèviament la barreja.



Figura 107. Impressora 3D “Kiloprint” usant un material segellador de làtex. Font: [251].

Pel que fa a dureses, els cautxús naturals i sintètics cobreixen una àmplia gamma de dureses compreses a l'escala Shore A (materials més tous) i Shore D (més rígids). Com a dada d'interès, el làtex presenta dureses de 35 a 90 Shore A, situant-se per sota del que els filaments plàstics ofereixen.

Com a conclusió, aquests són valors equivalents als que ofereixen els poliuretans i, per tant, quedaria en mans d'una profunda anàlisi comparativa del procés d'impressió 3D d'ambdós materials per decidir quin i sota quins paràmetres seria més adequat per a ser aplicat en impressió 3D de mimetització de teixits vius tous. D'entrada, els temps aparentment més elevats de solidificació fan que, en la present recerca, no es prioritzi el cautxú en el desenvolupament de prototips experimentals.

5.1.5 Hidrogels

Els hidrogels s'utilitzen a diversos sectors com ara l'alimentari. En medicina s'usen per simular teixit viu (tal com s'ha vist al capítol 3, per constituir models d'entrenament), o directament per integrar-se en el cos humà (per exemple en aplicacions estètiques).

Es tracta de materials que, d'una banda, poden complir els requeriments per mimetitzar teixit viu a efectes de duresa però que, donat el seu accentuat comportament viscoelàstic, la seva impressió 3D es torna complexa. Són, com algunes silicones de molt baixa duresa, a la frontera entre líquids i sòlids.

Els hidrogels són cadenes polimèriques hidròfiles que formen una xarxa tridimensional en unir-se per punts d'entrecruament. Aquest caràcter hidròfil permet que absorbeixin elevades proporcions d'aigua, impeding que es dissolguin gràcies als punts de connexió entre cadenes. Es diu llavors que un gel està format per una fase sòlida que dóna suport i estructura al material (i gràcies a la qual es pot parlar de caracterització mecànica), i una fase líquida que és l'aigua atrapada en la xarxa de la fase sòlida. Aquesta estructura els dóna estabilitat en entorn biològics, i són coneguts popularment com a materials similars a les silicones que s'utilitzen en medicina estètica per fer guanyar volum a determinades parts del cos, tot mimetitzant la consistència dels teixits tous als quals s'incorporen. A diferència de les silicones, la seva baixa consistència respon al mateix motiu que la dels teixits tous: l'elevada presència d'aigua. I com aquests, a nivell mecànic són materials viscoelàstics.

De cara a l'objectiu d'obtenir prototips d'assaig quirúrgic impresos en 3D plenament viables aquesta presència d'aigua planteja dificultats que no es troben en el cas d'altres materials com la silicona o les resines fotopolimeritzables.

- Alguns hidrogels són fets amb materials que, un cop "activats" amb l'aigua, inicien un procés de biodegradació. La velocitat d'aquest procés pot limitar el temps d'ús previst del prototip. Per evitar-ho o al menys pal·liar-ho, se'ls pot aplicar recobriments plàstics, així com utilitzar antibiòtics.

- L'evaporació natural de l'aigua, més o menys ràpida segons les condicions ambientals, de temperatura i sobretot d'humitat, és un altre factor que pot alterar la funcionalitat prevista del prototip. Alguns hidrogels naturals basats en quitina i cel·lulosa s'utilitzen com a material d'impressió 3D en forma líquida, solidificant per evaporació de l'aigua que contenen [252].

Aquesta presència d'aigua es mesura mitjançant el seu grau d'inflament (EWC, *Equilibrium Water Content*). Per mesurar-la, es posen en un medi d'hidratació (aigua, solucions salines...) a fi que assoleixin els seu estat d'inflament d'equilibri. Passat un cert temps (orientativament un dia) s'assequen superficialment i es pesen en el seu estat d'inflor (m_w). Llavors es liofilitza i s'obté el seu pes sec (m_d). Segons la normativa ISO detallada a [253], el grau d'inflament és, llavors, el percentatge entre aigua absorbida i pes en sec de l'hidrogel queda definit a l'equació (6):

$$EWC = [(m_w - m_d) / m_d] * 100 \quad (6)$$

L'absorció d'aigua respecte al pes sec acaba suposant valors percentuals molt alts: en hidrogels de gelatina aquest valor s'aproxima al 2.900%, i en hidrogels basats en àcid hialurònic aquest valor puja als 8.700%. En definitiva, és habitual que més del 90% del contingut en pes o volum d'un hidrogel sigui aigua.

Els hidrogels es classifiquen en sintètics – amb millors propietats mecàniques, i amb característiques ajustables – o naturals, sovint utilitzats com a biomaterials.

En el camp dels hidrogels sintètics, el material més utilitzat es basa en copolímers de la poliacrilamida en combinació amb altres elements, tot i que generalment s'identifica simplement com a poliacrilamida. Un hidrogel típic conté un 3% de poliacrilamida i un 97% d'aigua. Com a producte industrial té una gran difusió, utilitzant-se com a floculant i “magatzem d'aigua” en camps tan diversos com la neteja (substituint les serradures de fusta per assecar paviments mullats) o l'agricultura (evitant l'erosió dels sols i fent de reserva hídrica per a les arrels dels cultius).

Ja s'ha mostrat al capítol 3 l'ús d'hidrogels per a fer models d'entrenament quirúrgic, com l'hidrogel de PVA (polivinil alcohol) per a mimetitzar òrgans tous. Al capítol 2 s'ha citat l'ús del PVA en la tecnologia FFF per a crear suports solubles en aigua de geometria construïda amb altres materials (PLA generalment).

També s'ha vist al capítol 3 l'ús d'hidrogels donada la seva capacitat de mimetitzar teixits tous pel que fa a la velocitat del so en travessar-los: el mateix PVA, la poliacrilamida, i altres que es citen més endavant com l'àcid hialurònic (HA), l'agarosa...

Justament en l'àmbit mèdic es troba un intersecció entre els hidrogels i la impressió 3D: aquests materials s'utilitzen com a estructures de suport (*scaffolds*) per a cultius

cel·lulars, base de la recerca en bioimpressió [254]. Els hidrogels usats són diversos, entre ells sintètics (com el p(HEMA) ja citat, però també el PEGDA) i d'origen natural com el quitosà (derivat de la quitina), el col·lagen i derivats naturals d'aquest com la gelatina, l'àcid hialurònic i altres hidrogels basats en polisacàrids vegetals (alginat, agarosa, pectina, cel·lulosa). També n'hi ha de mixtes com la gelatina metacrilat (GelMA), o compostos proteínics gelatinosos com el Matrigel™ (marca comercial de BD Biosciences®).

La impressió 3D d'estructures de suport cel·lular no és patrimoni exclusiu dels hidrogels i, tal com s'ha comentat a l'anterior capítol, s'utilitzen polímers com els que s'usen a la impressió 3D en la tecnologia FFF (PLA, PCL...). El fet d'usar hidrogels, amb molts avantatges pel que fa a supervivència cel·lular i a la mimetització de la matriu extracel·lular, no fa que les dificultats siguin diferents a les d'altres materials pel que fa al procés d'impressió 3D [255]: tot partint d'una deposició en forma líquida, una formació lenta de l'hidrogel fa que l'estructura impresa pateixi el mateix problema descrit per a altres materials que tarden en passar de líquid a sòlid per catalització: l'estructura impresa, sense prou rigidesa, cedeix al seu propi pes i perd la forma tridimensional prevista, quedant deformada per aixafament. El problema contrari també és possible i el pot patir qualsevol altre material processat per deposició: si l'hidrogel es forma a excessiva velocitat, les capes no s'adheriran unes amb les altres, compromentent la resistència en l'eix vertical.

Els hidrogels usats en bioenginyeria són sovint “sopes” que combinen diferents elements segons quin sigui el resultat buscat. Es formulen receptes de “tintes imprimibles” per a mimetitzar la matriu extracel·lular més òptima per a un determinat propòsit, sovint relacionat en augmentar les possibilitats de supervivència cel·lular o de control de la velocitat de formació del gel. És comú, doncs, formulacions on es barregen diferents proporcions dels elements citats, incloent altres materials que facilitaran aquesta mimetització encara que estrictament no siguin gels, com albúmina de sèrum boví, i altres líquids biocompatibles.

A continuació es fa un breu comentari per a cadascun dels hidrogels més rellevants emprats tant en aplicacions mèdiques com en bioimpressió:

- p(HEMA): La seva denominació és poli(2-hidroxiètil metacrilat), i que constitueix la base, junt amb altres components, per fer lents de contacte, pròtesis mamàries o discs lumbar que mecànicament tenen un comportament similar als reals [256]. La seva transparència i una microestructura permeable a l'oxigen i fluids corporals són característiques d'interès per a aquestes aplicacions. És fotocurable com les resines fotopolimeritzables vistes en apartats anteriors gràcies al seu grup acrilat, polimeritzant gràcies a llum UV que trenquen els iniciadors que generen radicals per reticular. Llavors, mitjançant impressores 3D amb xeringa (o sistema d'extrusió equivalent) com a capçal es diposita p(HEMA) en forma líquida que és solidificat per llum UV. La biocompatibilitat d'aquest hidrogel sintètic permet el creixement

de les cèl·lules que s'implanten en els intersticis de les estructures tridimensionals. Però la seva no biodegradabilitat (bona per fer de pròtesis permanent o per constituir prototips d'assaig) l'allunya de la utilització com a material per a formar nou teixit viu, doncs en aquests casos es busca que les cèl·lules i la matriu extracel·lular que es forma acabin substituint l'estructura artificial que els ha servit de suport.

- Poloxàmers: són copolímers formats per una cadena central hidrofòbica de polioxipropilè i dos cadenes hidrofíliques de polioxietilè. Com altres hidrogels, el mecanisme de gelificació dels poloxàmers és la temperatura. En el seu cas, són líquids a baixes temperatures i gelifiquen a altes temperatures. A la indústria s'utilitzen per reduir el caràcter hidrofòbic de substàncies (com olis) a fi de facilitar la seva dilució. Són utilitzats com un "ingredient" més en cultius cel·lulars, facilitant l'adhesió de les cèl·lules a les estructures de suport.

La resta d'hidrogels que a continuació es citen són biodegradables (a diferència dels ja esmentats). En principi, aquesta característica els apartaria com a material susceptible de ser usat en la fabricació de prototips d'assaig quirúrgic donat el caràcter peremptori que tindrien. Tot i això, en general el temps de degradació és prou lent com per no ser considerat un problema per a prototips de curta vida útil (usats a les poques hores o dies de ser fabricats per a guiar una intervenció quirúrgica propera en el temps). Per tant, és convenient no descartar-los d'entrada.

- PEG (diacrilat) altrament conegut com PEGDA: es pot formular com a fotocurable i imprès en 3D utilitzant tecnologies com la fotopolimerització per llum projectada per tecnologia DLP vista a 4.1.2. [257].
- Col·lagen i gelatines: format per proteïnes, el col·lagen és la base de teixits vius com el connectiu, els ossos, la pell, tendons i lligaments, etc. Directament amb col·lagen es fan gels, però també a partir d'aquest, per hidròlisi, s'obté la gelatina, un altre hidrogel natural biodegradable. Tot i que hi ha gelatines d'origen vegetal, la gelatina més usada comercialment (indústria alimentària) és la porcina, i ja s'ha vist com es mesura la seva consistència-qualitat mitjançant la mesura dels graus Bloom. Altres hidrogels naturals que formen les matrius extracel·lulars també es basen en proteïnes, com l'elastina i la fibrina, i aquests hidrogels també s'utilitzen en impressió 3D d'estructures de suport cel·lular.

La gelatina necessita entrecreuar-se amb gelificants per a formar hidrogels a temperatura ambient, doncs es tracta d'un hidrogel reversible tèrmicament un cop dissolt en aigua. Amb una temperatura de fusió d'uns 23°C, es troba líquida per damunt de 30°C i sòlida per sota de 20°C. Aquesta característica la fa interessant com a material per a la impressió 3D, doncs es pot prescindir de catalitzadors, llum UV... a condició que es faci un control correcte de la temperatura [258].

La gelatina no sols s'utilitza per a fer estructures impreses en 3D de cultiu cel·lular sinó com a material per a la regeneració de teixits tous, mimetitzant les seves propietats a la vegada que fa de "bressol" per generar nou teixit sa. Per al mateix ús

s'han desenvolupat hidrogels naturals (basats en combinacions de col·lagen i àcid hialurònic) que faciliten els fenòmens d'adhesió, proliferació i diferenciació cel·lular propis del procés de regeneració de teixit viu.

- Àcid hialurònic (HA) és, després del col·lagen, un dels principals components de la matriu extracel·lular en els teixits tous. La seva versió comercial es presenta en forma de dissolució del 2% en sal sòdica de la fermentació del streptococusequi. Té millors propietats mecàniques que la gelatina i una de les seves aplicacions és, mitjançant injeccions, la regeneració del líquid sinovial d'articulacions com el genoll. A l'àmbit de la impressió 3D, l'HA s'utilitza a l'igual que el col·lagen per a fer estructures de suport cel·lular, dispensat de forma líquida i solidificant en forma de gel mitjançant llum UV.

Per finalitzar, es fa un breu comentari dels gels, també biodegradables, basats en polisacàrids d'origen vegetal o animal: els principals són l'alginat, l'agarosa, la pectina, la cel·lulosa i el quitosà (quitina).

- Alginat o àcid alginic: s'obté industrialment de les algues brunes, i té, d'entre d'altres aplicacions, la de gelificant. A la indústria alimentària se'l coneix com a alginat sòdic, mentre que l'alginat càlcic s'aplica en els apòsits de ferides per facilitar l'hemostàsia i la cicatrització. L'hidrogel d'alginat, sovint reticulat en solucions de calci, s'utilitza sol o en combinació d'altres materials [259] en impressió 3D per a obtenir petites pròtesis substitutives de teixit viu com ara pell, fèrules traqueals i meniscs. En el cas que es mostra a la Figura 108, els materials base són silicona i hidrogel d'alginat. Cèl·lules de generació de cartílag (condròcits) havien estat barrejades prèviament amb l'alginat per a després ser injectats, junt amb la silicona, en un procés d'impressió 3D.



Figura 108. Orella humana impresa en 3D. Font [262].

- Agarosa: també obtinguda com l'alginat a partir d'algues és, junt amb el seu derivat agar (agarosa amb agarpectina) un hidrogel emprat també en impressió 3D

d'estructures i pròtesis. Hi ha experiències recents d'impressió de vasos sanguinis on l'agarosa s'utilitza com a model de "cera perduda": un cop imprès un sistema capil·lar amb hidrogel d'agarosa, aquest s'emmotlla en una solució d'un altre hidrogel (per exemple de GelMa) i cèl·lules amb la qual no es barreja l'agarosa. Llavors es retiren els capil·lars d'agarosa i queda el camí lliure per a que circuli la sang que haurà d'alimentar les cèl·lules [260].

- Pectina: obtinguda a partir de fruites (poma, pell de cítrics...). Usada en alimentació com a agent gelificant en melmelades. En medicina s'usa com a medi alliberador de medicaments. Combinat amb sucres i essències, forma part de moltes laminadures, que avui dia són fabricables per impressió 3D tot usant la pectina com a element gelificant [261].
- Cel·lulosa: és el polisacàrid més conegut, que forma les parets cel·lulars en els vegetals. Junt amb la quitina (base del quitosà), es consideren els dos biopolímers més abundants a la terra i, com a tals, han cridat l'atenció com a possible material d'impressió 3D (en forma o no d'hidrogel), tant pel seu cost com per la seva biocompatibilitat i sostenibilitat com a recurs (el que s'està venint a anomenar "química verda").
- Quitosà: és un derivat de la quitina, que a diferència de tots els anteriors és un polisacàrid d'origen animal, present, per exemple, en els exoesquelets d'insectes i crustacis. Els hidrogels de quitosà s'usen a la indústria de depuració d'aigües donada la seva capacitat de captació de contaminants. Com altres materials, s'està usant en impressió 3D per a fer estructures de suport al creixement cel·lular.

Com s'ha advertit, aquesta exposició d'hidrogels no és exhaustiva. Com a mostra, entre d'altres que no s'ha parlat i que tenen una importància creixent a la bioimpressió, es troba l'hidrogel de fibrina, que es forma naturalment per la reacció del fibrinogen i la trombina (la fibrina és l'element de la sang que ajuda a tallar les hemorràgies). I és que el recull realitzat s'orienta a fer copsar l'alt interès i varietat dels hidrogels com a material utilitzable en impressió 3D. Així, més endavant es mostren experiències d'ús de sistemes d'impressió 3D que utilitzen els hidrogels com a material base.

Com a cloenda de l'apartat, els hidrogels representen perfectament la contradicció que limita l'obtenció de prototips mimètics per impressió 3D: d'una banda, la seva consistència s'aproxima molt bé a la realitat dels teixits tous, però justament per aquest motiu la seva impressió mitjançant deposició es fa molt complexa perquè el valor baix de la seva tensió de cisallat fa que una estructura tridimensional col·lapsi sota el seu propi pes. Aquest tema serà l'objecte de l'apartat 5.4.

5.2 Prototips multimaterials amb resina fotopolimeritzable

A l'apartat 2.1.6 corresponent a l'estudi sobre l'estat de l'art, ja s'ha exposat la tecnologia *Jetted Photopolimer* i les seves possibilitats de la mà dels desenvolupaments de l'empresa Stratasys®.

Les resines fotopolimeritzables de baixa viscositat usades en aquesta tecnologia (anomenada comercialment PolyJet™) ja s'han detallat a l'apartat 5.1.1, i com a diferència particular amb les resines per a estereolitografia o sistemes DLP, indiquen que el temps de curat és menor i que requereixen menys activitat de postprocessat. Però el punt diferencial important és que la tecnologia permet, en el moment de la impressió, dipositar resines amb diferents característiques.

El darrer desenvolupament industrial d'aquesta tecnologia, representat pel model J750™, té dipòsits per a contenir 6 resines base diferents. Els prototips resultants, multimaterials (veure la Figura 109), no sols es fan en base a “porcions” pures d'aquests materials, sinó que és possible assignar un material a una zona del prototip que sigui fet per barreja d'algunes d'aquestes resines: són els que l'empresa anomena “Digital Materials”, configurats per l'usuari. Això obre la porta, per exemple, a modular discrecionalment zones amb diferents graus de valor de les més variades característiques: més o menys transparència, duresa, resistència, % d'elongació... així com infinites combinacions de color, efectes d'ombres, i texturats exteriors basats en fitxers VRLM.

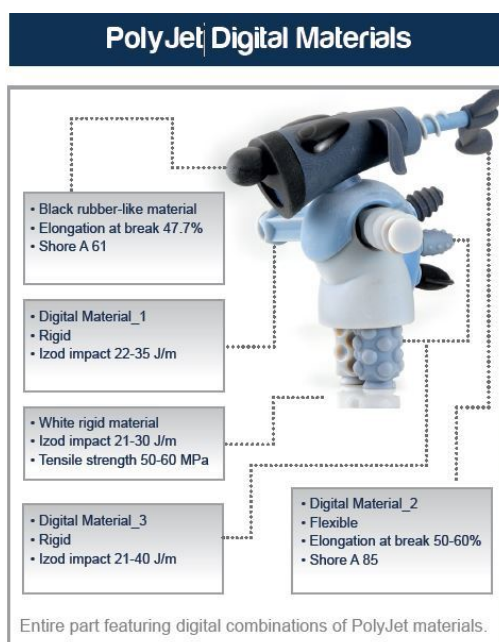


Figura 109. Exemple de conjunt mecànic imprès en 3D amb tecnologia PolyJet™ multimaterial. Font [263].

L'empresa Stratasys®, tot parlant de la utilitat de la seva tecnologia per fer prototips mimetitzables amb el cos humà [264], exposa el mateix concepte expressat a la present tesi de que les tecnologies d'impressió 3D actuals no són capaces de produir models anatòmics amb un acceptable nivell de realisme pel que fa a materials que mimetitzin els teixits humans. Defensa llavors que la seva impressora 3D model J750™ supera aquestes limitacions amb prototips que fan compatibles les més diverses característiques en un sol model: qualsevol color, transparents, translúcids o opacs, durs o tous, massissos o amb cavitats i conductes buits, amb zones de diferent textura...

Malgrat tot això, els usuaris de la tecnologia saben que els materials no arriben a proporcionar els valors de baixa consistència típics dels teixits tous [265] i cal recórrer llavors a estratègies ja vistes a l'anterior capítol tot creant zones buides interiors que, des de fora, acabin donant la sensació que s'està palpant una zona tova.

En conclusió, el valor de duresa mínim citat a l'apartat 5.1.1. sobre aquestes resines (27 Shore A per a la TangoPlus FLX930™) marca possiblement el valor mínim pel qual el fabricant té confiança en poder formar una estructura tridimensional sense col·lapse pel pes propi. És una advertència a la pretensió d'usar silicones o hidrogels de dureses encara més baixes en processos d'impressió 3D. Certament, és un aspecte central si es vol disposar de prototips mimètics, que requeriran modelar geometria amb dureses inferiors al que aquesta tecnologia permet.

Ja s'ha exposat que l'esterilització de prototips fets amb resines fotopolimèriques usades amb aquesta tecnologia, en cas d'ús al quiròfan, no pot ser feta per procediments tèrmics, donat que els materials no ho permeten, forçant a seguir procediments més cars i menys accessibles com els raigs gamma.

La Figura 110 mostra aquesta versatilitat per ajudar a la visualització dels teixits. S'aprecia la qualitat i utilitat dels prototips fets mitjançant aquesta tecnologia. A nivell de prototips de visualització, és difícil demanar més i les tecnologies de codi obert tenen un llarg camí a recórrer per posar-se a nivell del que aquesta solució industrial ha aconseguit. La finestra per a la millora es basa doncs en aspectes relacionats amb:

- Millor mimetisme quant a consistència: les resines emprades no són prou toves com per representar bé els teixits tous del cos humà
- Millor transparència en el cas de materials tous: amb aquesta tecnologia les resines transparents són dures, i com a molt s'aconsegueixen peces toves translúcides.
- Possibilitat d'esterilització senzilla.



Figura 110. Prototip per a formació mèdica fet per Avinent®, membre de la Comunitat RIS3CAT “Lavor 3D” i soci del projecte QuirofAM, amb una impressora 3D J750™ de Stratasys®. Font: pròpia.

5.3 Tecnologies d'impressió 3D de líquids.

Vist ja el nivell assolit per la tecnologia d'injecció de fotopolímers, en aquest apartat es presenten tecnologies per a aconseguir la fabricació additiva basada en líquids amb els següents objectius: mimetització dels teixits tous, complementar als filaments en el marc de la tecnologia FFF (mantenint l'esperit de solució de cost limitat que faciliti l'expansió de la seva aplicació) i capacitat d'esterilització dels prototips.

S'exposen els medis emprats (capçals amb bombes, xeringues...), la tipologia de material usada en aquests medis (silicona amb diferents sistemes de catalització, hidrogels amb gelificació sota temperatura...) i el nivell d'acompliment dels requisits fixats per a que els prototips que en resulten puguin ser usats en prototips d'assaig quirúrgic. Totes les tecnologies que es presenten tenen en comú l'ús d'alguns dels líquids alternatius als emprats en injecció de resina fotopolimèrica.

Aquests líquids s'han utilitzat de forma indirecta des dels inicis de la impressió 3D per a fer prototips. El procés més habitual és el d'imprimir en 3D un motlle bàsic (per exemple en tecnologia FFF), i a continuació emmotllar la silicona, l'hidrogel, etc.

Una de les primeres experiències de prototips realitzats pel doctorand al CIM UPC per a l'HJSD al maig del 2013 va ser el de materialitzar en silicona el cap d'un infant amb una protuberància sortint del crani (veure Figures 111 i 112). Es volia assajar l'operació consistent en reduir la protuberància tot reduint el líquid i introduint massa encefàlica dins de la cavitat cranial. Els talls a realitzar a la pell del cap havien de ser prou precisos a fi que en acabar l'operació es pogués tancar l'obertura sense que manqués ni sobrés pell. La funció del prototip era servir de model a escala real on calcular i assajar aquests talls. Es va escollir que fos en silicona tova massissa per procurar que el seu tacte i aspecte s'assemblés el màxim possible i facilités l'assaig de talls. Per a això, es va fer el disseny del motlle, que es va materialitzar amb estereolitografia, on posteriorment es va colar la silicona.

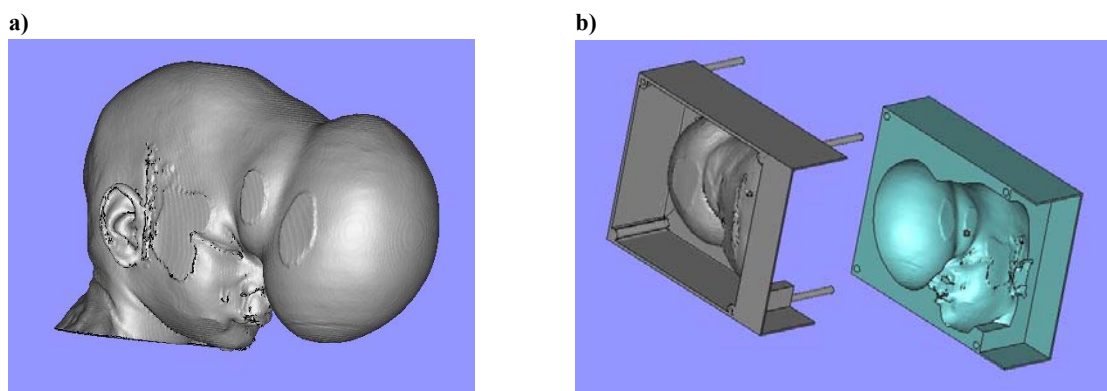


Figura 111. a) Reconstrucció de cap amb malformació a partir d'imatges DICOM. b) Disseny CAD del motlle corresponent al cap. Font: [31].



Figura 112. Procés de fabricació del prototip per colada de silicona al motlle, realitzat a la Planta Pilot del CIM UPC. Font: [31].

És evident que, malgrat les moltes possibilitats que ofereix aquesta tecnologia indirecta, les limitacions pesen més que els avantatges: el procés és llarg i fer peces multimaterials seria complex i en molts casos directament no viable. Tot i així, és accessible i per tant és un recurs a tenir en compte per casos puntuals.

Es passa llavors a mostrar l'ús directe de la silicona en el procés d'impressió 3D. Els casos que es presenten són majoritàriament industrials, amb interès comercial, i per això mostren peces impreses en silicona per a despertar interès. Per exemple, a la Figura 113 es mostra un cas típic: la pròtesi de pavelló auditiu humà.

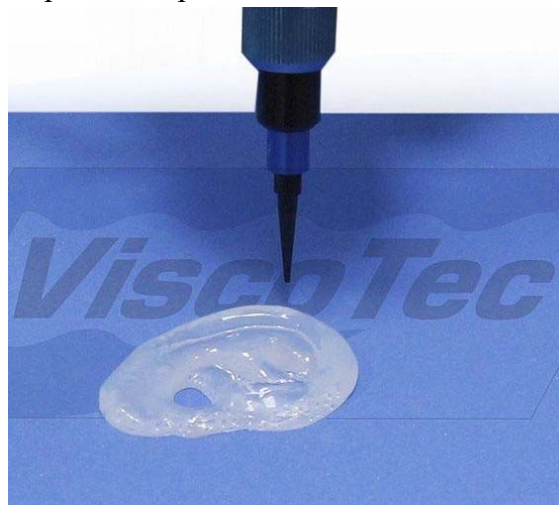


Figura 113. Pròtesi d'orella impresa en silicona. Font: [266].

Sandraw®, una empresa que ofereix serveis d'impressió 3D de peces de silicona [267], és útil per iniciar l'exposició de les referències trobades, tot veient l'ús de la silicona com a element de mimetització amb el cos humà, orientat aquí a l'educació pràctica mèdica. Es desconeix el tipus de silicona usada, així com el sistema de capçal emprat. La impressió es fa mitjançant una xeringa prima, i els resultats són prou satisfactoris tal com es mostra la Figura 114.



Figura 114. a) Impressió 3D d'una peça per injecció de silicona. b) Impressora 3D amb capçal preparat per incorporar sistema de dispensació de silicona. Font: [267].

Aquesta mateixa empresa té línia de producte propi (veure Figura 115), consistent en la reproducció d'un braç humà per practicar l'extracció de sang, fet amb silicona impresa. La silicona, de color carn però suficientment translúcida, amaga uns canals per on hi ha un líquid que mimetitza les venes, reproduint la situació real de trobar la ubicació idònia per a una extracció de sang.



Figura 115. Reproducció de braç humà, fet en silicona mitjançant fabricació additiva. Font: [268].

Un altre cas d'interès és el de WackerChemie AG®, un fabricant de silicones ja citat a la Taula 19, que ha entrat en el món de la impressió 3D i ha desenvolupat una silicona i un sistema d'impressió 3D associat [269]. La silicona, amb catalitzador de platí, incorpora activadors de llum UV. La silicona és d'alta viscositat, i per a ella s'ha fet una impressora 3D a mida, redissenyant el programa generador del codi per al govern dels accionaments que fan possible la impressió 3D. L'objectiu del programa és que, en lloc d'una línia contínua, com en el cas de filament plàstic, es vagin dipositant microgotetes de silicona que s'aniran unint. Un cop formada una determinada longitud de línia, el llum UV s'encendrà i en un breu lapse la silicona solidificarà. Aquesta estratègia resol un problema comú en la dispensació de líquids: la formació de gotes a la sortida de la xeringa fins al seu despenament – d'una mida depenent de la tensió superficial i altres factors –, convertint un procés que hauria de ser continu en discret (veure Figures 116 i 117). Les gotes han de ser el més petites possibles per no perdre precisió i el líquid ha de ser molt viscos a fi de limitar l'efecte d'extensió superficial amb pèrdua d'altura de capa. Les mides de la línia de deposició han aconseguit limitar-se a 0,6 mm d'amplada i 0,3 d'alçada, uns valors comparatius als que permet la tecnologia d'impressió 3D amb filament plàstic.

Respecte al sistema de deposició, no es disposa d'informació respecte a quina tecnologia utilitza, tot i que es pot deduir que s'inscriu dins d'alguna variant de *Robocasting* o *DIW* (variants de l'Extrusió de Materials basades en la deposició de gotes o pastes, tal com es detallava a 6.1). El desenvolupament del procés que ha resultat en una impressora 3D específica per a silicona (anomenada ACEO Imagine Series K™) ha estat a càrrec de l'enginyeria Enders Ingenieure GmbH®.

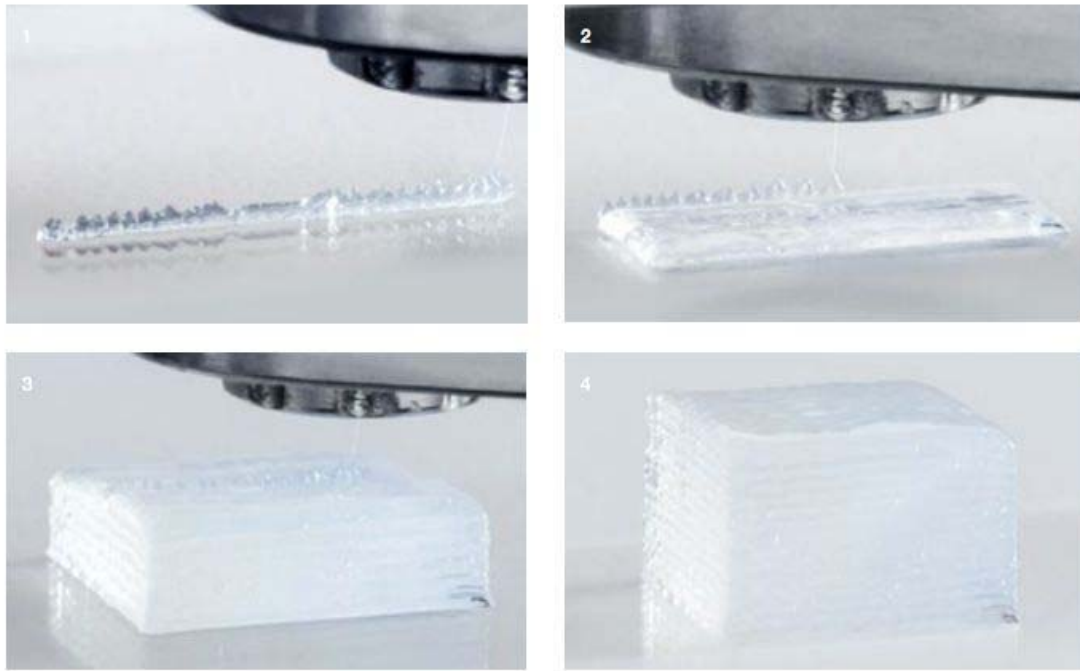


Figura 116. Procés adoptat per WackerChemie AG® per a fabricar peces en silicona per impressió 3D. Font: [269].

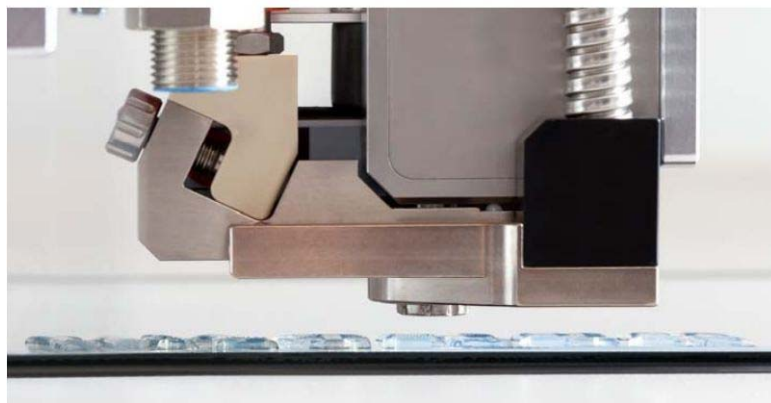


Figura 117. Detall del capçal de deposició de silicona solidificable per llum UV de WackerChemie AG. Font: [269].

El cas anterior il·lustra la gran evolució que està tenint la bioimpressió, on l'interès de treball amb hidrogels no és altra que permetre la viabilitat de cèl·lules vives, tot generant teixit viu. Les bioimpressores comercials més representatives, mostrades a la Figura 118, no s'aparten dels sistemes de deposició que utilitzen altres líquids, i en els propers subapartats es mostren els diferents sistemes de dispensació utilitzats que més relació tenen amb l'objectiu del present treball de recerca (prototips mimètics d'assaig quirúrgic), il·lustrats novament amb diversos casos d'aplicació del món de la impressió 3D.

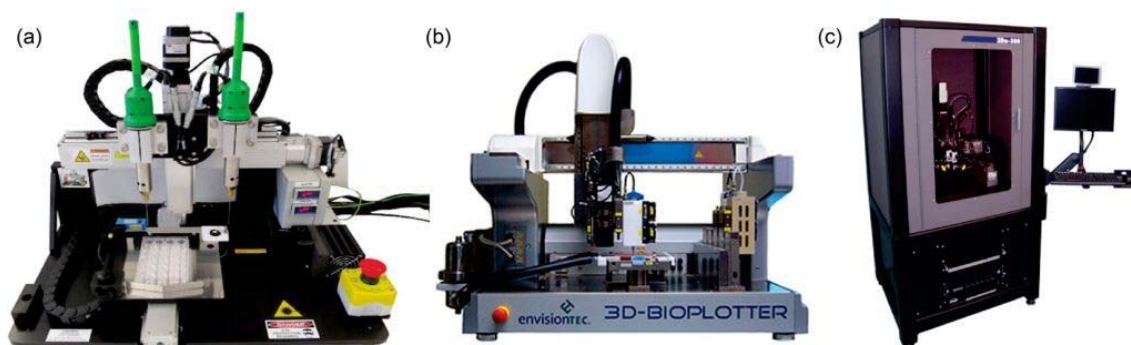


Figura 118. a) Bioimpressora Novogen MMX™ d'Organovo®. b) 3D-Bioplotter™ d'Envisiontec®. c) Sciperio/nScrypt™ de BioAssemblyTool®. Font: [270].

En propers apartats es detallen els sistemes existents, des de xeringues a bombes de diversa tipologia. Primerament es mostra la dispensació per xeringa. Les impressores utilitzades són les mateixes que per a la tecnologia FFF, substituint la bobina de filament i l'extrusor per un sistema de xeringa amb diferents graus de complexitat. Seguidament es passa a casos més sofisticats, amb l'ús de recursos més avançats com bombes de diversa tipologia. Finalment, i independentment del sistema d'impulsió dels líquids, es detallarà els mecanismes passius i actius per a facilitar la barreja en el cas de materials que catalitzen i gelifiquen per mescla de més d'un component, molt comuns en el cas de les silicones, poliuretans i hidrogels.

5.3.1 Dispensació mitjançant xeringa

L'ús de xeringa sota diferents sistemes de deposició (amb dispensació regulada mitjançant desplaçament, pressuritzades...) ha estat el medi habitual per a fer recerca sobre les possibilitats de la silicona a la impressió 3D, com es mostra a la Figura 119. A [271], s'explora les possibilitats d'obtenir estructures impreses en 3D elastomèriques, amb porositat controlada. L'objectiu és aconseguir respostes controlades de deformació segons les forces aplicades, fins i tot rigideses negatives. Més enllà del vessant d'alt interès per a l'enginyeria mecànica, el treball il·lustra la potencialitat de la silicona com a base per crear estructures de baixa rigidesa i deformables, com els teixits tous del cos humà.

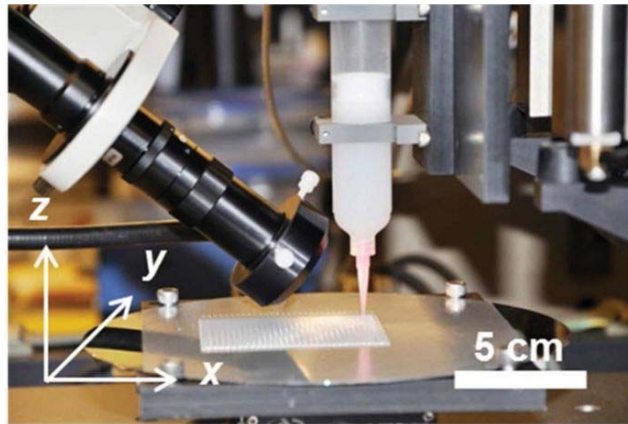


Figura 119. Impressora 3D dispensadora de silicona. Font: [271]

Són molts els exemples d'impressores 3D que, dotades d'una xeringa, proposen de fer impressió 3D de líquids i pastes. Donada, doncs, l'abundància de realitats, es tracta aquesta forma de dispensació mitjançant alguns casos escollits per la seva representativitat.

5.3.1.1 Xeringa amb avanç mecànic de l'èmbol

Es tracta d'una xeringa que s'acobra a un capçal d'impressió 3D on s'ha modificat el mecanisme habitual d'extrusió de fil per un sistema de pinyó-cremallera, fent que un motor pas a pas controli l'avanç de l'èmbol. Aquest avanç serà generalment constant, i suposa en el cas de la xeringa la dispensació d'un volum determinat per unitat de temps, encara que pot presentar ondulacions del flux degut a aspectes fluidodinàmics relatius a la viscositat i altres característiques físiques.

Per a il·lustrar aquesta solució, la més habitual en el món de la impressió 3D de líquids i pastes, es mostren seguidament alguns exemples significatius.

Cas 1: Kit *Paste extruder* de BCN3D

A l'estudi del capítol anterior dedicat a la tecnologia FFF per a multimaterial es va mostrar el desenvolupament d'un kit de doble extrusor per a la impressora BCN3D+.

De la mateixa manera, existeix un kit anomenat *Paste extruder*, basat en una xeringa amb el èmbol motoritzat, a fi de facilitar la impressió 3D de líquids i pastes. Els usuaris l'utilitzen per a experimentar i recercar la fabricació tridimensional en les més variades matèries, des de xocolata a ceràmica per a pròtesis, passant evidentment per la silicona. Els desenvolupaments no s'aturen aquí, i apareixen sistemes de doble xeringa de la mateixa manera que a la tecnologia FFF es troben multitud de desenvolupaments de capçals amb doble extrusor. A la Figura 120 es mostren aquests desenvolupaments.

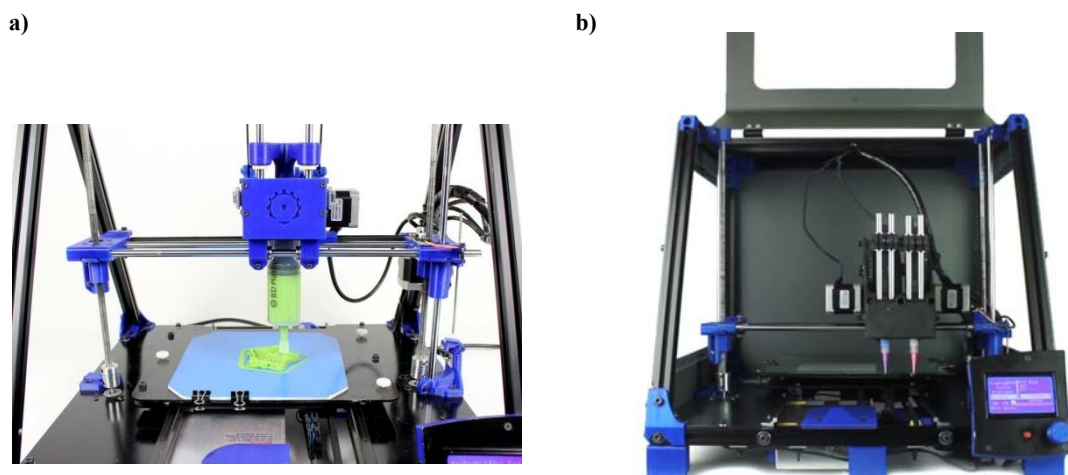


Figura 120. a) Impressora open-source BCN3D+ del CIM UPC amb el kit *Paste Extruder*. b) Desenvolupament amb doble xeringa, per a recerca en pastes bimaterials. Font: pròpia.

Aquest sistema de xeringa constitueix la base tecnològica inicial de la recerca en impressió 3D d'aliments del CIM UPC en el seu acord amb la Universitat de Barcelona. A la Figura 121 es mostra l'espai comú dedicat a aquesta qüestió al Campus de Torribera, on es treballa per exemple en la impressió 3D de xocolata.



Figura 121. Inauguració de l'espai de recerca en impressió 3D i aliments en el marc del conveni entre el CIM UPC, la UPC i la UB, signat el 22 de juliol de 2015. Font: pròpia.

Cas 2: Hyrel 3D®, fabricant de capçals

També a l'estudi dedicat a la tecnologia FFF s'havien mostrat ja els equips de l'empresa Hyrel 3D®, en concret com a cas d'aplicació de varis broquets en un sol capçal. Ara es cita com a empresa que disposa de capçals portaxeringues i broquets específics per a les més diverses variants de líquids solidificables [272]. Així, a part de models més simples, i a fi de facilitar els més variats processos de catalització, n'hi ha que incorporen *leds* amb diferents freqüències de llum UV o estan calefats a més de

Tesi Doctoral: Contribució a l'estudi de la impressió 3D per a la fabricació de models per facilitar l'assaig d'operacions quirúrgiques de tumors – Felip Fenollosa i Artés, 2019.

100°C, o són dobles en cas de bicomponents. La xeringa que conté el líquid a aplicar pot ser de 5 a 60 cm³ (veure Figura 122). En cas d'ús de sistemes basats en xeringues, la limitació de volum fa que existeixi el perill de no completar les peces si aquestes requereixen més material que el contingut a la xeringa. Per evitar-ho, cal recórrer a dipòsits més grans de material fixats a l'estructura, i preveure un sistema de bombat per fer arribar el líquid al capçal mitjançant tubs.



Figura 122. Capçal de Hyrel3D® per a ser usat amb fluids com ara silicones. Font: [272].

Cas 3. Sistema de xeringa externa de Discov3ry®

El sistema Discov3ry® [273] no és altra cosa que un kit exterior a una impressora 3D que, tal com mostra la Figura 123, encapsula una xeringa accionada mecànicament mitjançant motor pas a pas i sistema de cargol de boles, i que llavors envia el material cap al capçal de la impressora a través d'un tub, fins a una punta ue substitueix al capçal d'extrusió del filament.

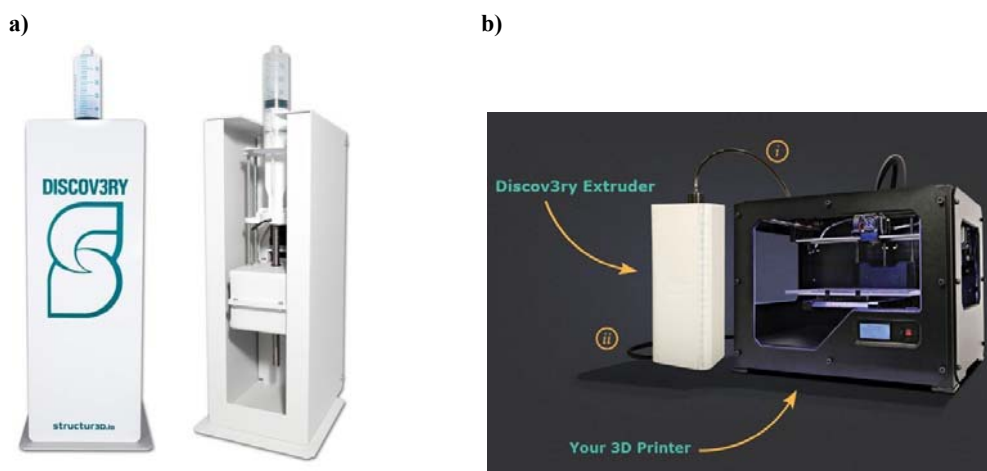


Figura 123. a) Dues vies del sistema de xeringa externa de Discov3ry®. b) Esquema del funcionament de la xeringa externa, a acoblar a una impressora FFF. Font: [273, 274].

En rigor no hi ha diferències amb el kit *Paste Extruder* desenvolupat per a la BCN3D+. L'interès és la recerca desenvolupada per a processar silicones, de manera que en

l'exposició de les seves activitats es troba un bon recull sobre les dificultats i les condicions òptimes d'ús de silicones de tipus RTV amb xeringues [273].

Entre les observacions qualitatives (no hi ha quantificació registrada dels paràmetres utilitzats) més rellevants destaquen:

- El temps útil d'aplicació és crucial per a la qualitat: l'adhesió inicial de la silicona a la plataforma depèn d'una adequada velocitat d'impressió. No pot ser massa ràpida, doncs la silicona s'estira abans de ser dipositada i es formen forats a les capes.
- Com més alta sigui la velocitat de sortida de la silicona pel broquet (que estarà en funció de la pressió de la xeringa i del diàmetre del broquet), més efecte corbat tindrà en sortir i més risc hi ha que la silicona s'enganxi en el mateix broquet.
- Convé ubicar en les primeres capes al broquet per sota de l'altura de la capa en construcció. Així s'aconsegueix que la silicona no s'adhereixi al broquet.
- El cabal de sortida depèn directament de la pressió, i aquesta es pot veure afectada per l'aire atrapat a la silicona, provocant variacions d'aquesta que acabarà ocasionant problemes de qualitat en la construcció.
- Altres observacions sobre com imprimir amb silicona i altres materials usant xeringa poden obtenir-se del seu bloc [275].

La Figura 124 mostra una peça feta per aquests desenvolupadors: es tracta d'una peça impresa en 3D, composta de dues peces fabricades a part i després muntades: la roda central rígida s'ha fet en filament rígid en tecnologia FFF, i la llanda de silicona s'ha obtingut a part amb el sistema de la xeringa Discov3ry® en una altra impressora 3D. Imprimir conjuntament aquestes dues peces en un prototip multimaterial només seria possible amb tecnologies propietàries d'injecció de resina fotosensibles com la tecnologia PolyJet™ presentada a l'apartat 5.1.1, limitant-se, això sí, a usar variants de resines més rígides i més toves. La peça reflecteix un dels reptes plantejats a la present recerca, que és fer possible la impressió de materials molt diferents en un sol prototip usant medis propis de la tecnologia FFF de codi obert.



Figura 124. Peça multimaterial constituïda per dues peces impreses en 3D, una de silicona i l'altra de filament plàstic. Font: [273].

Per a això, s'avançarà en la mimetització dels prototips amb el cos humà, basant-se en la impressió 3D conjunta de filament plàstic i silicona líquida, i tal vegada hidrogels.

S'aconseguirà prototips multimaterials amb un rang ampli de colors i dureses, donant més graus de llibertat per a fer òrgans tous diferenciables en duresa.

5.3.1.2 Xeringa amb accionament pneumàtic/hidràulic de l'èmbol

El recurs a l'aire comprimit té diversos avantatges. El primer és la simplificació del capçal d'impressió 3D, eliminant l'accionament mecànic per a fer avançar l'èmbol vist a l'apartat anterior. De fet això es pot dir que el darrer cas mostrat a l'apartat anterior ja ho resolvia, tot traient aquest fora de la impressora. L'altre es deriva de la forma d'aplicar la força per a extrudir el líquid: el subministrament d'una pressió regular i controlable suposa un major control de la dispensació respecte a la solució mecànica (veure Figura 125). Tot el volum de la xeringa es troba homogèniament a la mateixa pressió, mentre que en el cas de l'accionament mecànic això pot ser més discutible i entren en joc paràmetres de difícil control com ara la variació de viscositat del líquid a dispensar. El resultat pràctic és un millor control de la deposició, i un augment de la qualitat degut a la regularitat d'aquesta.



Figura 125. Dosificador pneumàtic de xeringa Font: [276].

A part de la capacitat de regular la pressió, un altre possible avantatge és la capacitat d'invertir aquesta, creant un efecte equivalent al de retracció (*retract*) del filament: una succió de líquid que eviti el degoteig, millorant la qualitat de la impressió. En el cas d'èmbols accionats mecànicament, aquest procés també és possible però no és tan efectiu com en el cas de l'aire comprimit.

5.3.2 Control del flux dispensat mitjançant bombes

Els sistemes d'impulsió per bomba busquen millorar les condicions de dosificació en el procés d'impressió 3D. En aquest apartat es presenten dos sistemes, que no són exhaustius respecte a les moltes tipologies de bombes per a impulsió de líquids però que corresponen amb solucions trobades en el món de la impressió 3D.

El primer que es presenta correspon a les bombes peristàltiques, que entre els diversos avantatges que presenten es destaca la possibilitat d'alimentació ininterrompuda de material en el procés d'impressió 3D, que en el cas de les xeringues, amb un volum limitat, no és possible.

El segon sistema requereix com a subsistema previ l'alimentació per xeringa pressuritzada vist a l'apartat anterior. Es tracta de la bomba de cavitats progressives, quin principal avantatge és la regularitat del flux dispensat.

5.3.2.1 Bombes peristàltiques

Les bombes peristàltiques són bombes volumètriques permeten impulsar fluids sense haver d'entrar en contacte amb l'element impulsor. El fluid no abandona el tub per on circula, i la bomba peristàltica crea, gràcies a la flexibilitat del tub, volums tancats que reben l'impuls necessari per avançar.

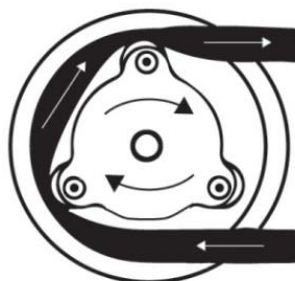


Figura 126. Esquema de funcionament de bomba peristàltica. Font: [277].

Els elements que fan desplaçar el fluid sense arrossegar el tub s'anomenen corróns si el moviment respecte el tub és de rodolament (veure Figura 126) o sabates si es fa per lliscament. Són sistemes prou coneguts en entorns hospitalaris, per exemple en el tractament de sang (plasmafèresis, circulació extracorpòria, diàlisis...). Un aspecte a valorar a favor d'aquest sistema és la capacitat i efectivitat de fer la funció *retract*, evitant el degotament en els desplaçaments, tot invertint el sentit de gir de la bomba. No s'ha aprofundit en l'estudi tot documentant els paràmetres geomètrics i de funcionament dels sistemes de bombes peristàltics. Una recerca específica informaria sobre els factors i valors òptims d'aquests paràmetres per a una deposició correcta de líquid. Aquesta recerca permetria respondre si, per exemple, un cabal polsant a la sortida limita la qualitat dels resultats, o pel contrari aquesta irregularitat no seria rellevant donada la

gran restricció del cabal final que imposa el broquet. S'ha observat que els desenvolupaments de tipus *Do-It-Yourself* no documenten en absolut aquests aspectes, limitant-se a executar experimentacions sense base acadèmica, focalitzats a aconseguir resultats que mostrin una certa viabilitat del concepte: a la Figura 127 s'aprecia un desenvolupament d'aquest tipus, on una bomba peristàltica s'ha adaptat amb facilitat per a impulsar un dels dos components que formen la silicona.

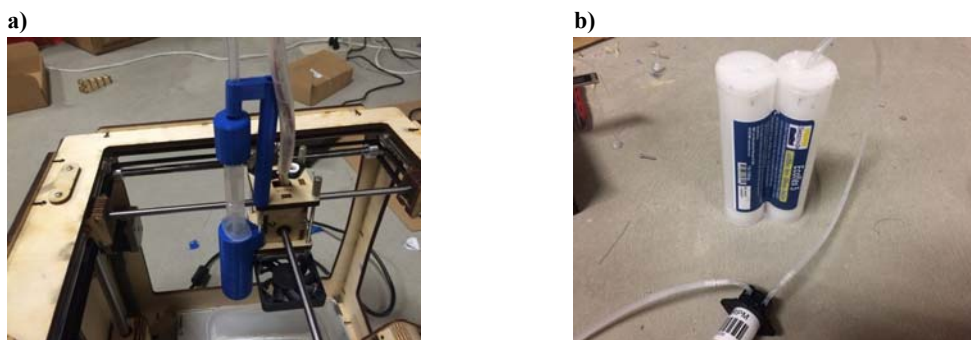


Figura 127. a) Desenvolupament de codi obert d'impressora 3D per a silicona. b) La impulsió d'un dels dos components es fa mitjançant bomba peristàltica; l'altre amb xeringa. Font: [278].

El fet que el fluid és impulsat sense abandonar el recinte del tub, sense entrar en contacte amb elements mòbils de la bomba, el fa una solució força utilitzada en el context de fluids sobre els quals cal vetllar per a garantir condicions d'esterilitat: ja s'ha citat la sang, i també és el cas de fluids alimentaris. La neteja d'aparells i instal·lacions de bombat usant sistemes peristàltics es limita al tub per on circula el fluid, garantint-se l'esterilitat amb una solució eficaç i poc costosa. Com exemple complementari, es mostra a la Figura 128 un sistema per a bombar xocolata a una impressora 3D.

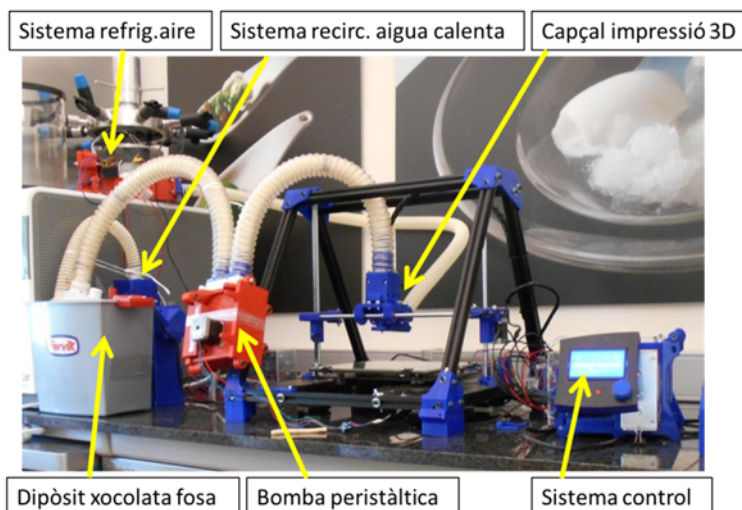


Figura 128. Impressora 3D complementada amb bomba peristàltica per disposar d'alimentació contínua de xocolata. Recerca feta al Campus de Torribera, espai CIM UPC - UB. Font: [279].

5.3.2.2 Bombes de cargol d'Arquímedes

Per a millorar la dosificació, el món de la impressió 3D ha mirat cap al món de la dosificació industrial. Un exemple de camp habitual de treball és la indústria electrònica, on cal segellar components de forma precisa en posició i quantitat. Allà, les xeringues també són utilitzades, però com a medi per a mantenir l'alimentació a un sistema de bombeig que pugui ser més controlable. La Figura 129 mostra aquest concepte: una xeringa pressuritzada lliura el fluid a un cargol d'Arquímedes, que serà el darrer responsable de la dosificació. Aquesta forma de treballar permet una major regularitat en la dosificació que aplicant xeringa directa, ja sigui d'avanç mecànic o pressuritzada. El cost, evidentment, també és molt diferent.

Conceptualment no s'ha posat a l'apartat corresponent a les xeringues pressuritzades donat que aquí son un medi per garantir l'arribada de líquid a la bomba, que és la veritable protagonista de la dispensació. Finalment, el material acaba en una cànula que pot ser d'un sol ús si, com en el cas de les silicones bicomponents, hi ha el risc d'obstrucció en acabar el procés per catalització dels components.

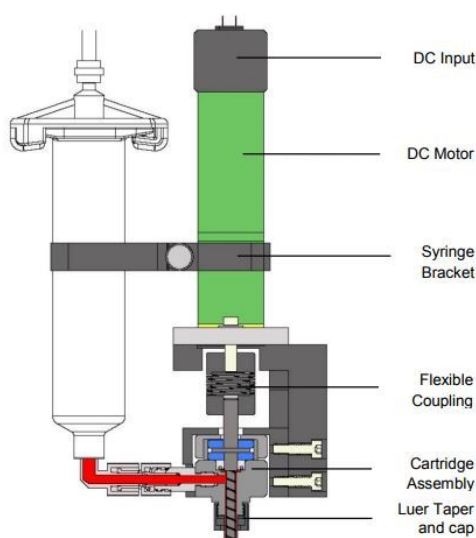


Figura 129. Dispensació de líquids amb xeringa pressuritzada i cargol d'Arquímedes. Font: [280].

5.3.2.3 Bombes de cavitats progressives

La bomba de cavitats progressives també es coneix pel nom del seu inventor, René Moineau, i representa un perfeccionament sobre la dosificació del cargol d'Arquímedes, doncs en aquest, en haver una única cavitat el flux d'extrusió acaba depenent de les característiques del fluid.

Es tracta d'un vis sens fi de rotació excèntrica encapsulat en un cilindre de geometria oposada, fent possible la dispensació d'un flux regular i controlat de materials de la més

diversa viscositat, tant silicones d'alta fluïdesa com pastes ceràmiques. Això s'aconsegueix fent que no hi hagi un èmbol empenyent sinó diverses cavitats segellades entre eix i encapsulat que fan avançar un volum determinat de material. La complexa geometria de les càmeres fa que el resultat final de dispensació derivat de la rotació de l'eix no sigui polsant.

Aquest sistema doncs és l'element central del procés de dispensació, complementat, com en el cas del cargol d'Arquímedes, per un sistema previ de xeringa pressuritzada que conté el fluid que passarà a la bomba per a ser impulsat de forma controlada.

L'empresa ViscoTec® [266] s'ha especialitzat en aquesta solució com a desenvolupador d'equips per manipular la silicona i materials assimilables, tal com s'ha mostrat amb anterioritat a la Figura 113: té tota una gamma de dosificadors monocomponents i bicomponents, ja sigui per silicones, poliuretans, etc.. Així, en el seu cas, ha estudiat com fer aplicables els seus dosificadors al procés d'impressió 3D, aconseguint que qualsevol de les silicones mostrades en els paràgrafs anteriors puguin ser dispensades, i ja tenen una línia experimental d'aplicació dels seus dosificadors a impressores 3D, amb diverses aplicacions d'interès. Comercialment han definit el seu procés com a *Fluid Dosing&Deposition* (FDD). És possible l'ús de silicones monocomponents (amb catalització de tipus RTV o per UV) com bicomponents, tal com mostra la Figura 130. Aquest és un aspecte a ressaltar doncs demostra que, tal com reflectia el recull de silicones vist en apartats anteriors, amb qualsevol sistema és possible disposar de temps útils d'aplicació prou breus com per fer viable el procés d'impressió 3D de silicona.

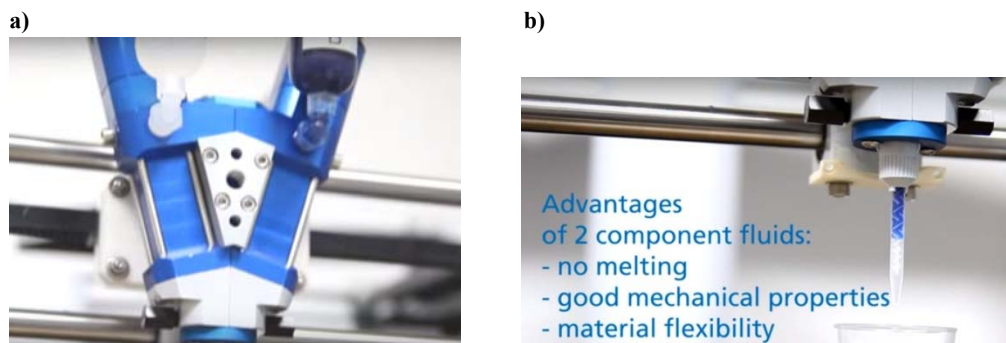


Figura 130. a) Equip de dosificació per a líquids bicomponents muntat en una impressora 3D. b) El procés de barreja precisa d'una cànula amb un circuit laberíntic. Font: [281, 282].

Un inconvenient és l'elevat cost de la solució proposada: la bomba i el seu controlador tenen un preu d'uns 4.000 € aproximadament, el qual l'allunya de l'objectiu d'aconseguir la impressió multimaterial a un cost raonable per a la seva extensió com a eina de prototipatge sistemàtica de casos mèdics. Una altra qüestió seria el desenvolupament de tipus DIY de bombes progressives, com el que mostra la Figura 131. Tot i això, el sistema de bomba de cavitats progressives s'endevina com a força

complex, ocupant espai que no es té disponible si es preveu que caldran altres capçals i broquets per a conformar una impressora 3D multimaterial.

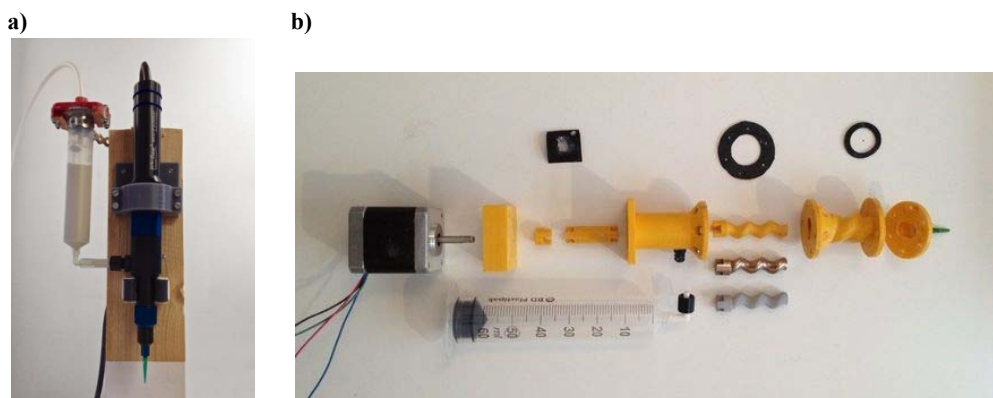


Figura 131. a) Sistema Claystruder 3™ desenvolupat per Unfold® i Viscotec®. b) Desenvolupament *Do-It-Yourself* de Unfold® de capçal d'impressió 3D. Font: [283, 284].

5.3.3 Control del flux dispensat mitjançant vàlvules

Com a l'anterior apartat, la funció de les vàlvules és garantir un flux controlat en la dispensació, i precisen igualment de que el líquid arribi amb pressió. Per a això la majoria de sistemes utilitzen com a "etapa prèvia" una xeringa pressuritzada com ho fan les bombes de cavitats progressives. L'element complex és, llavors, la microvàlvula de la qual caldrà controlar el seu estat a fi que la seva obertura i tancament a alta velocitat faciliti el flux oportú. Aquestes vàlvules dispensaran una petita quantitat de líquid pressuritzat (de l'ordre de micro i nanolitres, inclús picolitres) tot fent l'obertura i tancament a alta freqüència (de 300 a 3000 Hz segons el sistema).

Els sistemes per materialitzar aquestes vàlvules són diversos, i es descriuen breument a continuació:

Solenoide

Tal com es mostra a la Figura 132, funciona mitjançant una molla que, pressionant sobre una vàlvula, manté tancat el camí del flux, permetent un solenoide la seva obertura en rebre un senyal elèctric. Com a inconvenients respecte a les bombes presentades als anteriors apartats, es té el fet que la viscositat dels líquids admissibles és més limitada, no podent superar els 200mPa·s. Però els avantatges de les vàlvules de solenoide són múltiples:

- Com en el cas de les bombes dels apartats anteriors, es fa innecessari complicar els sistemes de pressurització per a disposar de l'efecte *retract*, de manera que amb una pressa d'aire de xarxa industrial i un pressòstat acoblat a la impressora es té suficient. Una bomba peristàltica seria una alternativa a la xeringa pressuritzada.
- El cost segueix sent elevat, però menor que el d'una bomba de cavitats progressives.

- Degut a que, amb una correcta pressurització, el material surt projectat en forma de jet, es pot deixar una certa distància entre el broquet i la peça en construcció, facilitant que no s'embussi el broquet per embrutiment amb la peça. Això no és possible en el cas de sistemes per degoteig en els que la distància amb la peça és gairebé de contacte.
- L'ocupació d'espai és mínima, es tracta d'un sistema molt compacte.
- S'ha trobat al menys tres empreses que desenvolupen aquestes microvàlvules: SMLD de Gyger® [285], VHS de The Lee Company®, i MJ-K-X03 de Microdrop®.

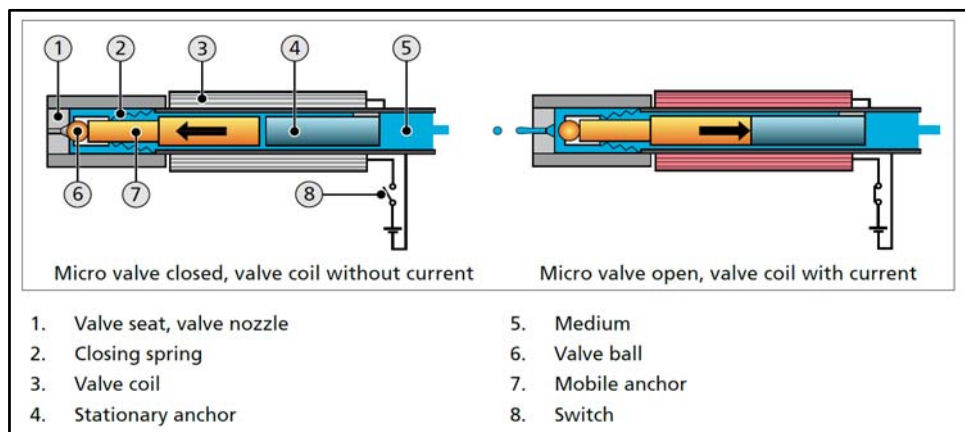


Figura 132. Esquema de funcionament de la vàlvula de solenoide-jet SMLD de Gyger®. Font: [285].

Piezoelèctric

L'obertura es fa per deformació d'un element davant un corrent elèctric. A diferència de les vàlvules de solenoide, poden donar pas a líquids molt més viscosos, sent la raó de que es trobin molts productes industrials d'aquest tipus al mercat. A la tesi doctoral de René Houben [286] es desenvolupa justament un capçal de tipus piezoelèctric per dispensar líquids d'elevada viscositat, tal com es veu a la Figura 133. Tot i això, tant el seu cost com la complexitat del seu control no les fan en principi aconsellables davant de les vàlvules de solenoide si els líquids que es voldrà usar per a la impressió 3D presenten viscositats baixes.



Figura 133. Capçal d'impressió 3D per a líquids basat en una vàlvula piezoelèctric. Font: [286].

En un altre registre de l'aplicació de la tecnologia piezoelèctrica, i encara que estrictament no són vàlvules, existeixen també els sistemes de raig de tinta (inkjet) piezoelèctrics que encara serien més desfavorables que les vàlvules de solenoide, doncs no acostumen a permetre el treball amb líquids amb viscositat superior a 20 mPa·s. Així, la tecnologia *Jetted Photopolymer* es basa en l'ús de capçals de tinta piezoelèctrics. En concret, els capçals que utilitza Stratasys® són fets per Ricoh® amb aquesta tecnologia. També EPSON® té capçals per a impressió 2D de tipus piezoelèctric, i per tant susceptibles d'utilitzar en impressió 3D sempre i quan la viscositat dels líquids sigui limitada. Així, en el treball de Schmitt [287], s'utilitza un capçal d'aquesta companyia per desenvolupar una impressora 3D de baix cost, substituint els cartutxos de tinta per resines fotopolimeritzables UV. En aquest context, es preveu que tard o d'hora altres iniciatives [288] faran que l'actual monopoli d'aquesta tecnologia dominada per Stratasys® i 3DSysytems® faci que es pugui abaratir, de la mateixa manera que va succeir amb la tecnologia FFF. Es tracta doncs d'una tecnologia a considerar de cara al desenvolupament d'una impressora 3D multimaterial orientada a la fabricació de prototips per a assaig quirúrgic.

Vàlvula electro-pneumàtica

Com en el cas de la vàlvula de solenoide, permeten la dispensació per raig (*jet*). L'obertura de la vàlvula es fa movent un component gràcies a aire a pressió controlat per un senyal elèctric. Les electrovàlvules són un element industrial molt utilitzat, amb nombrosos fabricants presents al mercat. D'entrada són sistemes adients per a ser usats en impressió 3D tot i que, com en el cas de les vàlvules piezoelèctriques, el seu cost elevat i la complexitat del sistema de control és un fre a la seva utilització. A més, cal alimentar el sistema amb dues línies d'aire a pressió, tal com es veu a la Figura 134: a la ja habitual xeringa pressuritzada com a etapa prèvia al control de la dispensació, se li afegeix una nova entrada d'aire, que és la que actuarà per facilitar l'obertura i tancament segons el senyal elèctric que la controla.

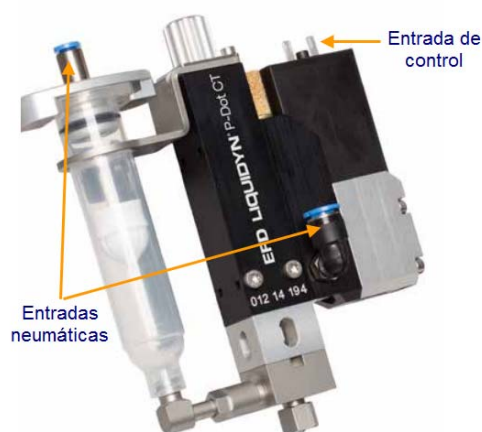


Figura 134. Vàlvula electropneumàtica de dosificació. Font: [289].

Altres sistemes: SmartPump® de n-Scrypt®

Es tracta d'un sistema de dispensació sota patent basat en bombes de pressió positiva que, mitjançant vàlvula servocontrolada, permet la dispensació de líquids d'alta i baixa viscositat. El material a injectar es manté pressuritzat, i es pot condicionar a la temperatura més adient. La vàlvula controlada per ordinador genera obertures i tancaments de precisió, tot mantenint un flux homogeni que permet una dispensació de precisió. S'integra a les impressores 3D de nScrypt® [290], força utilitzades a l'àmbit de la bioimpressió per a generar estructures de suport cel·lular amb hidrogels (àcid hialurònic, col·lagen, i altres d'esmentats a l'apartat 5.1.5).

5.3.4 Medis i estratègies en la deposició de líquids bicomponents

La impressió 3D basada en líquids bicomponents evita la necessitat de controlar el treball correcte d'un agent extern com llum o calor. Però presenta la problemàtica derivada de la necessitat d'efectuar una barreja prèvia a la deposició que aconsegueixi un contacte íntim entre els components que permeti dur a terme la reacció de catalització buscada. D'altra banda, la forma de fer-ho també planteja diversos problemes que s'exposaran en aquest apartat, sent els més rellevants la repercussió en el cost de l'equip segons el sistema que s'adopti, així com el perill de solidificació prèvia a la sortida que pot fer obturar el broquet.

Així, els recursos per facilitar barreges de materials bicomponents en el moment de la seva extrusió són variats. Bàsicament existeixen sistemes passius (o estàtics) i actius (o dinàmics). En els passius, una estructura fixa s'interposa en el camí dels líquids, forçant la seva barreja. En els sistemes actius, l'element que interfereix el flux és mòbil. Generalment s'associa l'ús de sistemes actius a fluids d'elevada viscositat, on cal aportar energia per a fer una barreja efectiva. En canvi, quan la viscositat és baixa, la pressió amb la que arriben els fluids és suficient per a garantir la circulació i barreja, i la caiguda de pressió que suposa el pas per l'element estàtic no és prou alta com per frenar el seu camí cap a la sortida. En qualsevol cas, un sistema passiu és més simple i econòmic, mentre que un sistema actiu és més eficaç i garanteix una millor barreja. Un aspecte complementari però essencial és si el sistema és d'un sol ús o permanent. En els sistemes passius, se'n troben de les dues classes, mentre que tots els sistemes actius són permanents i requereixen ser netejats a fons després de ser usats, amb el perill de que es produeixi catalització dels elements residuals i el subseqüent bloqueig parcial o total que l'inutilitzi.

Per a l'objectiu de la present recerca, que és examinar la viabilitat d'usar materials líquids per a obtenir estructures sòlides de baixa duresa per impressió 3D, la decisió sobre quin sistema pot ser millor és una qüestió accessòria, i a més està subjecte a un altre aspecte: la influència del procés de barreja en la qualitat del procés de deposició per impressió 3D. A nivell pràctic, la preocupació pel possible bloqueig per catalització

del sistema dispensador passarà al davant d'una barreja més o menys acurada dels components.

Tant sigui el sistema actiu com passiu, l'objectiu és aconseguir un flux caòtic turbulent que garanteixi la barreja de components. En el cas dels barrejadors passius, ho fan les estructures internes dissenyades de manera que l'avanç dels fluids sigui tortuós i laberíntic. En el cas dels barrejadors actius, les geometries de revolució generalment no circulars intercalades en el tub provoquen el mateix efecte. La base teòrica de fluidodinàmica macroscòpica sobre la qual es fonamenten tots aquests sistemes és força àmplia, i dels molts treballs efectuats al respecte es pot destacar el d'Ottino [291].

5.3.4.1 Barrejadors passius

Per les necessitats de barreja de bicomponents que planteja la impressió 3D, les solucions de barrejadors passius utilitzats a la indústria electrònica (on silicones i resines bicomponents són d'ús habitual) semblen la solució natural. En el fons és usar els mateixos sistemes ja existents de dispensació de líquids catalitzables bicomponents, però muntats en sistemes de translació de tres graus de llibertat (és a dir, muntats en impressores 3D). L'evolució tecnològica ha perfeccionat aquests sistemes i les solucions per a petits cabals com els que implica la impressió 3D deriven dels sistemes per a grans cabals usats en indústries petrolieres, alimentàries, així com en termotècnia per a homogeneïtzar fluids a diferent temperatura. Un recull d'aquests es localitza a Ghanem et al. [292].

Seguidament s'indiquen les solucions industrials trobades per a la barreja de líquids susceptibles de ser usats en impressió 3D (poliols i isocianats en el cas de poliuretans, i silicones bicomponents). Entre aquestes indústries cal citar Sonderhoff®, SulzerMixpac® (Quadro®, Statomix®...), Loctite Equipment®, i Weikon®.

- Cànules barrejadores d'un sol ús (com el vist en la Figura 130): broquet plàstic fabricat per injecció, amb làmines internes disposades de forma laberíntica que cisallen el fluid facilitant la barreja. Diversos fabricants d'equips dispensadors de materials líquids bicomponents ofereixen solucions d'aquest tipus sota el concepte de "Staticmixers".
- Barrejadors estàtics metàl·lics o plàstics multiús: també sota el concepte de "Staticmixers" [293], i igualment d'estructura laberíntica com la cànula plàstica d'un sol, però amb una estructura interna que els fa desmuntables (de segments metàl·lics acoblats, o de laberint plàstic o metàl·lic allotjat en cànula). Concebut per a ser reutilitzats, acostumen a ser més sofisticats i eficients que les cànules d'un sol ús (veure la Figura 135), aprofitant el fet de la seva desmuntabilitat per a fer un disseny de més rendiment.



Figura 135. Vista exterior i seccionada d'un barrejador estàtic metàl·lic GXR-2.1™ de Stamixco®. Font: [293].

A banda d'aquests “laberints” mostrats, hi ha sistemes molt més simples, on els líquids es posen en contacte tot just abans de sortir: en el cas del desenvolupament d'una bioimpressora per a enginyeria tissular [294], el reactiu per a gelificar un hidrogel s'aporta coaxialment a l'hidrogel mitjançant un capçal especial en el mateix moment de la sortida, tal com mostra la Figura 136.

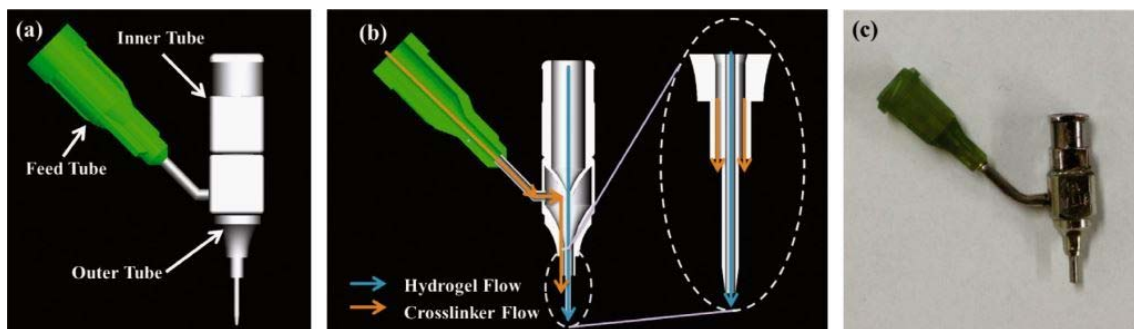


Figura 136. Detall de capçal per a bioimpressora per facilitar la deposició conjunta d'un hidrogel i el seu agent de reticulat. Font [294].

5.3.4.2 Barrejadors actius

A la indústria d'injecció de poliuretà, els barrejadors actius tenen un llarg recorregut, i són utilitzats per a la fabricació de molts components.

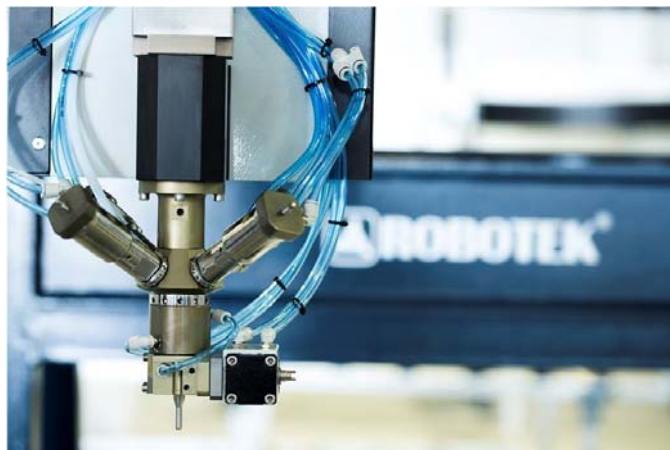


Figura 137. Capçal barrejador i dosificador de poliuretà de Robotek®. Font: [295].

Per exemple, capçals com els de la Figura 137 es munten en robots per fabricar les juntes de segellat en els vehicles. D'aquí a la impressió 3D és un simple problema de superposició de capes i de control dels temps de solidificació a fi que no hi hagi un col·lapse pel pes propi.

Els costos i les mides excessives en comparació amb les mides demanades habitualment als prototips fa que siguin escasses les experimentacions en impressió 3D basades en aquests capçals industrials. I novament es pot especular amb el risc de bloqueig del capçal si el treball és discontinu i es treballa amb components que, un cop es barregen, solidifiquen: a la indústria del poliuretà, els processos són continus a diferència de la impressió 3D, de forma que aquesta continuïtat en el treball facilita que els capçals no es bloquegin per catalització de la barreja, cosa que sí succeeix a la impressió 3D. Tot i això, els sistemes industrials actuals tenen sistemes d'autoneteja que solucionen aquest inconvenient: al cap i a la fi, en finalitzar la producció cal netejar el capçal.

Per tant, escalant a una menor mida els sistemes industrials s'obtidria un capçal actiu de poliuretà per a ser muntat en una impressora 3D, i així s'ha fet en part en un dels conceptes estudiats al Bloc 3, en concret el que s'exposa a l'apartat 7.4.5.

La barreja activa de components fluids amb vistes a la impressió 3D és, doncs, més aviat objecte de recerca que no pas de realitzacions DIY com en el cas de la tecnologia FFF. Així, a [296] s'estudia la barreja òptima de tintes. La barreja llavors es diposita formant una estructura tridimensional amb control absolut sobre el color (veure la Figura 138).

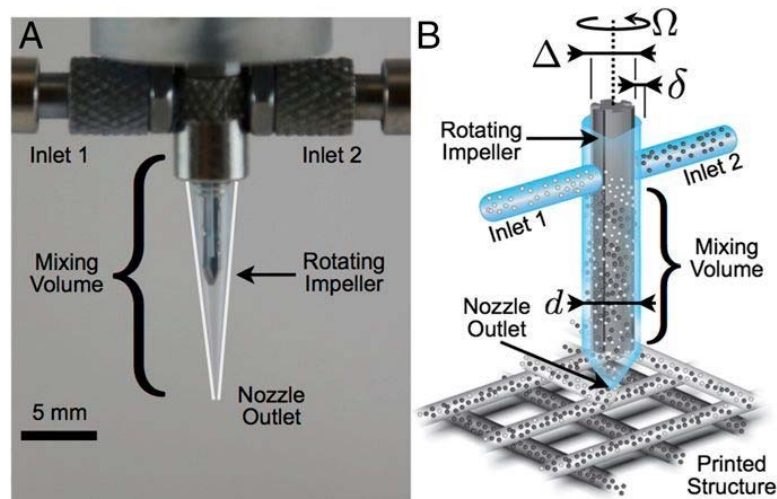


Figura 138. Recerca al voltant de la barreja activa de líquids (tintes de diferent color) per a la posterior impressió 3D d'aquests. Font: [296].

5.3.4.3 Barreja post-deposició

Una altra estratègia totalment oposada és aconseguir la barreja exteriorment, dipositant de forma separada els líquids. Aquesta estratègia és aparentment incoherent amb l'objectiu de facilitar una bona barreja entre els components per a una més completa catalització. Això és cert per a processos industrials on es dipositen en un sol punt quantitats significatives de material. Però en el cas d'impressió 3D, on es dispensen quantitats molt petites en una superfície relativament extensa, no és evident que la catalització es pugui veure compromesa.

Es plantegen almenys dues formes de procedir:

- Projectar des de capçals contigus microgotes de cada component, fent que la barreja es produeixi en el lloc de deposició.
- Alternar capes de cada component. Cada capa de component, de gruix de centèsimes de mil·límetre, reaccionarà amb la seva precedent i amb la posterior.

El principal avantatge conceptual de l'estratègia de dipositar per separat els components que catalitzen és l'eliminació d'arrel de la problemàtica de la catalització al capçal, que genera al menys dos efectes: l'oclusió progressiva d'aquest al llarg del procés d'impressió, forçant la necessitat d'un control exhaustiu del procés (cal anar augmentant la pressió de treball a fi de garantir un flux regular), i la necessitat de neteja un cop acabat el treball. Aquests efectes també es produeixen en el cas de solucions monocomponents.

5.4 Alternatives per disposar de peces impreses en 3D de molt baixa consistència

Des del punt de vista de l'enginyeria dels processos de fabricació, i partint del fet que calen materials viscoelàstics per mimetitzar teixits tous, s'ha plantejat amb anterioritat el dubte sobre si alguns materials líquids de molt baixa duresa són processables mitjançant fabricació additiva per raó de que es deformin pel seu propi pes, potser de manera significativa, en ser dipositats a la plataforma de construcció, i per tant no mantinguin la geometria prevista en el fitxer CAD tridimensional. Els paràmetres que determinaran això són la viscositat inicial del fluid en sortir del broquet que el diposita, la viscoelasticitat final del sòlid que forma el prototip, i el temps i forma de transició entre aquest estat inicial i el final. A la Figura 139 es mostra un exemple d'aquestes dificultats per al cas del procés de fabricació additiva de formigó. El caràcter viscoelàstic d'aquest pot observar-se en la inclinació que acaba tenint la paret, dissenyada com a vertical. Les capes inferiors acaben expandint-se superficialment, sent menys gruixudes que les superiors. La geometria prevista no és, doncs, la fabricada.



Figura 139. Procés de fabricació additiva de formigó. Font: pròpia.

La viabilitat de materials per a mimetitzar teixits tous passarà en primer lloc per medis de catalització que minimitzin el temps entre la deposició i l'assoliment de la seva consistència final. Molts materials que serien aptes tenen però un temps llarg de catalitzat i només sistemes d'emmotllat permeten que se'ls hi pugui donar forma: l'obtenció de models d'entrenament basats en teixits tous ja s'ha vist que es feia per emmotllament, i per tant la contenció en el motlle del fluid fins a la seva solidificació per curat anul·la la necessitat de complir els requeriments que es dona en un procés de fabricació additiva basat en deposició no continguda. Però per contra, limita les possibilitats d'obtenir prototips multimaterials d'alta complexitat geomètrica. Tot i això, aquest sistema pot donar molts bons resultats, cobrint part de les necessitats de prototipatge per a assaig quirúrgic. És per això que dins d'aquest apartat, al punt 5.4.4,

es planteja amb més detall aquesta línia, exposant la fabricació de closques – no es parla de motlles – que, un cop usades per emmotllar els materials de baixa consistència, seran destruïdes. I més endavant, al capítol 6, es desenvoluparà un cas d'aplicació.

En el processos de fabricació additiva que es contempen a la present recerca per a obtenir prototips d'assaig quirúrgic multimaterial, un factor comú és que el material de partida, sigui quin sigui, es dipositarà de forma fluida. Un cop dipositat, hi ha una transició des de l'estat líquid o viscoelàstic fins al seu estat final que caldrà que sigui el més ràpida possible. En el cas de filament plàstic que es fon per a ser extrudit i solidificat (tecnologia FFF), l'aplicació de fluxos d'aire controlats fa que aquesta transició viscoelàstica entre líquid i sòlid sigui tan breu que, pel nivell de toleràncies admissibles, no hi ha conseqüències en la fidelitat de la peça impresa. Però com ja s'ha anat indicant, difícilment amb filament plàstic es mimetitzarà bé els teixits tous en ser massa consistent.

D'altra banda, per molt ràpida que sigui la transició a l'estat final, ja s'ha exposat que si el material és molt tou, el seu propi pes el deformarà, com és el cas d'algunes silicones i de la majoria d'hidrogels. El mateix els hi passa a molts teixits tous: si es deixa una víscera d'animal damunt un marbre, aquest presenta una volumetria diferent segons en quina de les seves superfícies es recolza.

La qüestió és de quina manera es pot donar a un objecte tou la seva forma volumètrica sense que el seu propi pes alteri la seva forma geomètrica prevista. Les solucions possibles són al menys tres, i com es veurà no són d'aplicació simple:

- Impressió 3D en gravetat zero.
- Impressió 3D submergida en medi de densitat similar que faci de suport.
- Impressió 3D i congelació immediata del material dipositat.

Aquests tres sistemes, per ben interessants que siguin, s'allunyen de l'objectiu de recercar sobre solucions que puguin ser accessibles al medi hospitalari a fi de consolidar l'extensió de l'aplicació de la impressió 3D. Però la seva descripció, abordada en els tres següents subapartats, permet donar una perspectiva del fet que la impressió 3D de materials tous no estigui desenvolupada i suposi una línia viva de recerca.

5.4.1 Impressió 3D en gravetat zero

Imprimir en condicions de gravetat zero és possible, i s'han iniciat proves tot i que amb materials rígids com l'ABS [297]. Però aquesta és una solució poc pràctica en la perspectiva de fer accessible la tecnologia d'impressió 3D a fi d'aconseguir un salt en la seva utilització per part dels cirurgians.

De totes maneres, queda citada aquesta possibilitat com a línia futura de recerca per a obtenir objectes d'alta viscoelasticitat. La recerca en condicions de gravetat zero és una

línia ja coneguda pel present doctorand, que també en el context de recerca mèdica va experimentar en vol parabòlic [298], tot i que l'escenari d'impressió 3D en entorn de gravetat polsant d'aquest tipus de vol (amb molts pocs segons de gravetat zero disponible, uns 20 segons en 30 paràboles per vol) és un sistema gens òptim quan els temps d'impressió són molt superiors als pocs minuts que el sistema de vol parabòlic proporciona. A això cal afegir que en el vol parabòlic, els períodes de gravetat zero s'alternen amb els de gravetat doble (inici i final de paràbola), amb els efectes d'empitjorament de la geometria que suposen. Així, només en condicions contínues de gravetat zero es pot progressar en aquest camí, i per això cal esperar que en els propers anys es reactivin els programes d'exploració espacial. De moment, doncs, aquesta línia queda restringida a la recerca que es pugui dur a terme a l'Estació Espacial Internacional.

5.4.2 Impressió 3D per immersió

Un altre estratègia és la de realitzar la impressió 3D no pas per deposició en una plataforma, sinó per immersió en un medi de la mateixa densitat. Així s'elimina el problema del col·lapse de la peça per la gravetat. Per entendre això, s'exposen dues línies de fabricació additiva, una basada en silicona i l'altre en hidrogels. L'inconvenient més evident és que cap d'elles està pensada ara per proporcionar peces multimaterials, cosa que sí permetria el treball en gravetat zero.

Aquest ús d'algun medi que neutralitzi la gravetat a fi de fer fabricació additiva de materials molts tous té una similitud conceptual amb l'ús dels llots bentonítics en la construcció de murs pantalla: amb aquests llots s'evita el col·lapse de les parets de terra excavada d'una rasa en la que s'introduirà primer un forjat i després el formigó, desplaçant sense problemes la bentonita (que ja haurà fet la seva feina). Aquí, un líquid o material viscoelàstic actuarà de suport del material de baixa consistència, evitant el seu col·lapse i permetent que la seva volumetria sigui la prevista un cop es completa el procés de fabricació additiva.

El primer exemple d'aquesta possible línia és la que proposa l'empresa Picsima®: la impressió en 3D peces de silicona líquida es fa a partir d'un dipòsit ple dels components adients i subinjectant els catalitzadors, el que donarà com a resultat una peça monomaterial. En aquest cas, l'element de sustentació es transforma en punts determinats en la peça buscada. El procés, descrit a la patent [299], rep el nom comercial de SSC (*SubSurfaceCatalisation*), fent referència al fet que la peça es construeix de forma submergida.

El procés comença posant en un dipòsit obert oli de silicona, clor com agent de reticulat (quina dosificació permetrà graduar la duresa de la silicona), i un agent espessidor. A continuació es disposa en el capçal d'una impressora 3D una xeringa amb agent

catalitzador de silicones per condensació (RTV) i, amb un sistema de dispensació aparentment basat en xeringa pressuritzada combinada amb una bomba de cavitats progressives (veure l'apartat 5.3.2), l'agent catalitzador és impulsat fins a una agulla que penetra dins el líquid del dipòsit obert per anar formant la peça sòlida. Aquesta peça de silicona submergida posteriorment es retira i neteja. Aquest procés es mostra a la Figura 140. Com s'ha advertit, el fet de fabricar-la de forma submergida dóna l'avantatge de no requerir suports en el procés de construcció i que la seva consistència final pugui ser molt tova si es desitja, però fa que el prototip no pugui ser multimaterial. A diferència de les aplicacions per deposició, el temps de catalització pot ser més llarg, doncs el líquid del dipòsit “sosté” la silicona que està catalitzant. No existeix el perill d'escampament de la silicona sobre plataforma per la seva baixa consistència que sí es tindria si la deposició fos a l'aire (com seria habitual), no es té pressa per a que agafi la seva consistència final per anar fent capes.

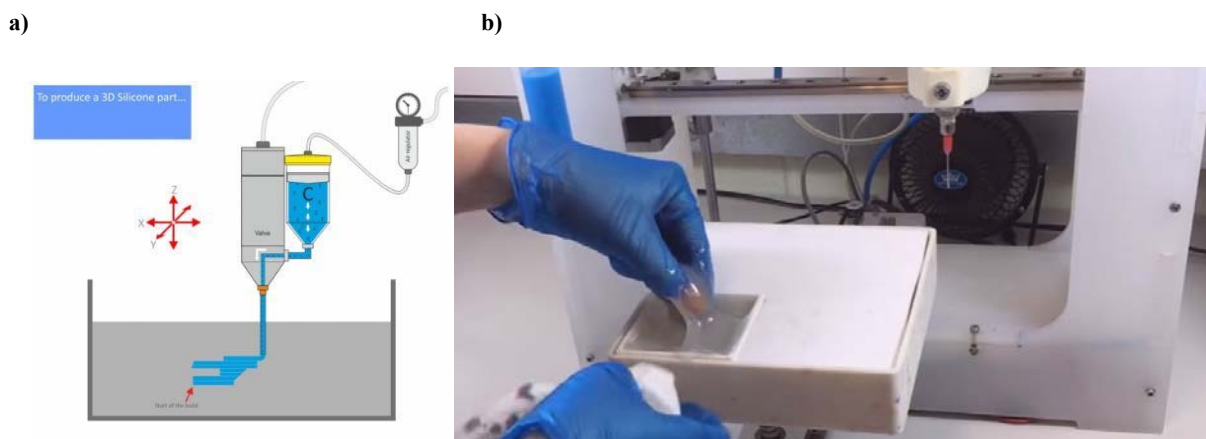


Figura 140. a) Esquema funcional de la tecnologia SSC, basada en la fabricació de peces de silicona per subinjecció de catalitzador. b) Retirant una peça del dipòsit un cop fabricada. Font: [299, 300].

Aquest mateix esquema, però dut a terme amb hidrogels, es descriu a [301]. Es tracta del sistema d'impressió 3D d'hidrogels FRESH (Freeform Reversible Embedding of Suspended Hydrogels) que es munta en una impressora comercial de filament plàstic de baix cost adaptada a l'efecte (veure la Figura 141). En aquest sistema, un bany de micropartícules d'hidrogel de gelatina fa de suport per a la impressió tridimensional. Aquest bany no oposa resistència a la penetració i moviment de l'agulla que extrudeix l'hidrogel que s'imprimeix, però sí que li dóna sustentació, fent viable, com en el cas anterior, la impressió d'estructures “impossibles”. L'entorn d'impressió 3D tant pel que fa a condicions com als materials emprats, és compatible amb el cultiu cel·lular, de manera que el sistema permet anar més enllà en les formes d'estructures de suport cel·lular que les típiques estructures ortogonals superposades tan típiques del món de la bioimpressió. Un cop acabada la impressió 3D, retirar la peça és tan senzill com escalfar a 37°C la gelatina que forma el bany de suport per a que passi a fase líquida.

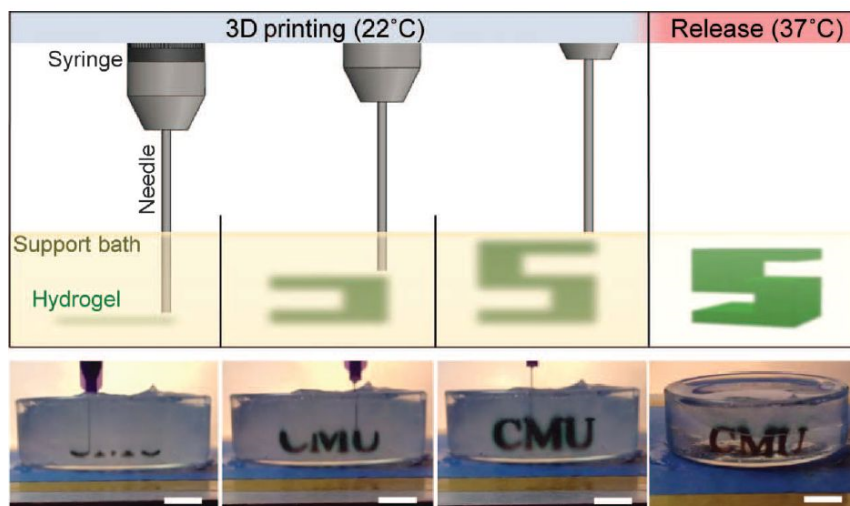


Figura 141. Sistema d'impressió 3D d'hidrogels FRESH. Font: [301].

Com a conclusió, caldria estudiar una via per a fer aquest sistema compatible amb impressió 3D multimaterial. Els prototips per a assaig quirúrgic tindran zones de major i menor consistència, i aquesta estratègia només és útil per les zones de baixa consistència. Quin líquid o material d'alta viscositat permetria que un capçal d'extrusió de filament pogués submergir-se i dipositar el material sense cap conseqüència negativa, per exemple a efectes tèrmics? Què succeeix si els materials tenen densitats diferents? Es tracta, doncs, d'una invitació a obrir una nova línia de recerca al respecte.

5.4.3 Impressió 3D i congelació

Ja s'ha vist que, amb materials molt tous, no hi ha prou amb que catalitzin instantàniament en ser dipositats: la seva baixa consistència suposa que no es pot materialitzar la forma 3D prevista en col·lapsar sota el seu propi pes. En els dos subapartats anteriors han detallat dues maneres de neutralitzar aquest pes propi i dur a terme la construcció sense que la baixa consistència del material suposi un problema per completar una construcció per superposició de capes. En el primer ha calgut anar a l'espai per anul·lar la gravetat, i en el segon s'ha submergit la construcció 3D per a que un altre líquid exerceixi pressió en totes direccions i eviti la deformació en direcció Z de l'objecte en construcció.

En aquest procediment, s'actua sobre un paràmetre vinculat a la viscoelasticitat i/o al contingut d'aigua del material tou, que és la temperatura: reduint-la a un valor prou baix, la consistència del material augmenta i passa a comportar-se com una peça sòlida. Es pot llavors imprimir un prototip d'una víscera tova, congelant cada capa que es va imprimint, de manera que la volumetria prevista es complirà. Un cop feta la peça, es retirarà de la plataforma i es durà a temperatura ambient, on es treballarà amb ella tenint ja la baixa consistència prevista.

S'han trobat treballs tant de recerca com de desenvolupament en els que la baixa temperatura és l'element essencial per a dur a terme la impressió 3D, que abasten diverses vessants de la utilitat del fred per a aconseguir la impressió de formes sòlides tridimensionals: impressió d'objectes en gel, a partir d'aigua que es congela [302], per fer estructures d'hidrogels [303], o indirectament en l'ús de la impressió 3D per a fer suports en diferents textures per a gelats [304]. La Figura 142 mostra l'esquema de treball d'una impressora 3D en el que la plataforma de construcció es manté sota zero gràcies a l'acció de gel sec, permetent que els hidrogels que es dipositen mantinguin la consistència en anar-se superposant les capes de material.

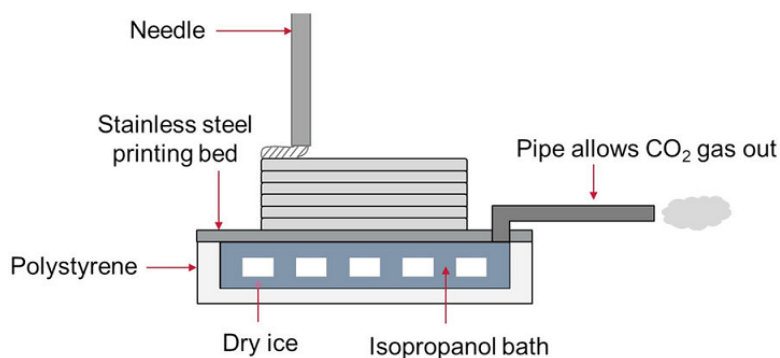


Figura 142. Sistema d'impressió 3D d'hidrogels amb manteniment de la consistència mitjançant congelació. Font: [304].

La incorporació de la capacitat d'imprimir i mantenir prou freda la peça, sembla d'entrada una opció més accessible que la impressió en gravetat zero, i aparentment compatible amb la impressió multimaterial. Tot i això, l'encariment del procés derivat de l'equipament necessari planteja dubtes sobre la seva idoneïtat. Les alternatives poden ser molt disperses tant en cost com inclús en factors de seguretat operativa: gel sec, nitrogen líquid, compressors frigorífics, cèl·lules de Peltier...

S'obre l'expectativa d'una nova línia de recerca per aprofundir en aquesta direcció, trobant primerament la màxima temperatura possible a la que els materials seleccionats per mimetitzar els teixits tous adquireixen prou consistència, si és que es possible: el comportament d'hidrogels, silicones, etc... a baixes temperatures no està ben descrit en no ser un paràmetre de gaire utilitat, i es corre el risc d'efectes adversos: fragmentació, degradació en recuperar la temperatura ambient, o que la baixa temperatura no afecti la rigidesa i que el material continuï sent excessivament tou.

Un altre aspecte seria que el treball a baixes temperatures, necessari per garantir la consistència d'uns materials, no perjudiqués la qualitat d'impressió d'altres materials. En impressió 3D de filament (FFF), la qualitat de la impressió 3D millora quan es fa en un ambient tancat (temperatura estable al voltant de la peça), sense contrastos tèrmics, i lleugerament superior a l'ambient. La impressió 3D "freda" ajudaria a fer la part tova però no la rígida (usant filament) en un prototip multimaterial d'assaig quirúrgic.

5.4.4 Fabricació additiva de closques d'un sol ús per a emmotllar

Un altre camí és buscar solucions mixtes entre la impressió 3D de materials tous i l'emmotllament: es tractaria de que en el moment d'imprimir el material tou, prèviament s'hagués fet amb material rígid la impressió del perímetre que l'ha de contenir, i que en finalitzar la impressió fos viable eliminar aquest material, deixant alliberada l'estructura creada amb el material tou.

Aquest concepte té antecedents vistos a l'apartat 3.1.3, on amb motlles fets per impressió 3D es produïen peces de silicona i hidrogel. També, a l'apartat 5.3, en concret a [31], s'ha vist l'aplicació de motlles d'un sol ús per a fer peces massisses de silicona, fets amb un cost elevat en estereolitografia que calia trencar per extreure'n el resultat.

L'extensió de l'ús de les impressores de filament ha permès d'abaratir l'ús d'aquesta estratègia de treball, de manera que han començat a aparèixer treballs [305, 306] que l'apliquen, tal com mostra la Figura 143 per a obtenir per exemple prototips totalment transparents a la vegada que tous, orientats tant a la visualització d'elements interns (vasos, tumors, flux de sang) com per a un primer assaig "senzill" de la resecció de tumors gràcies a la seva transparència. Aquest prototips s'obtenen per emmotllament en un conjunt de peces obtingudes per FFF, unides formant una closca que després s'ha desmuntat, i amb elements interns impresos en la mateixa tecnologia.

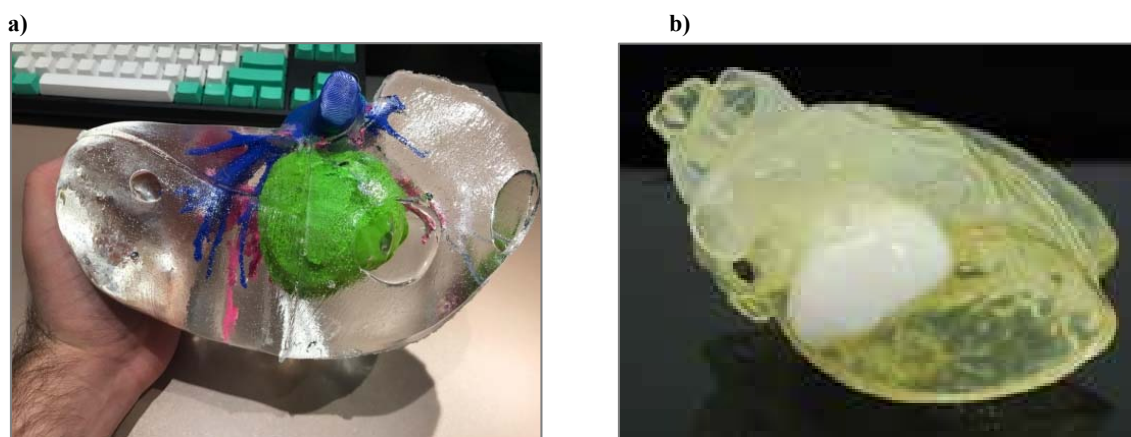


Figura 143. a) Fetge transparent amb elements interns impresos en FFF. b) Cor en silicona flexible transparent, amb tumor blanc opac a reseccionar. Font: [305, 306].

És factible fer nova recerca que faci progressar aquesta línia, que és del tot útil donat que hi ha un límit difús en el valor de la consistència d'un material per a formar una peça per deposició de capes.

En el cas de les silicones es pot aspirar a una formació sense excessiva deformació, ja sigui amb una solidificació ràpida i amb un valor de duresa acceptable, o per estratègies

com les vistes a l'apartat anterior, malgrat llavors no sigui aparentment possible d'aconseguir prototips multimaterials. En el cas dels hidrogels i algunes silicones, la seva extremada baixa duresa, que els acosta a un molt bon mimetisme d'alguns teixits tous, els fa candidats perfectes a treure profit d'aquesta línia de treball.

Alguns dels possibles objectius de recerca en aquesta línia serien:

- Aconseguir closques complexes, sense necessitat d'unir-les a trossos com a [305] en una sola impressió 3D basant-se en la potencialitat de les impressores de doble capçal, on un dels filaments es dedica a disposar material de suport soluble que després serà eliminat, deixant la closca a punt per posicionar altres elements també obtinguts per impressió 3D abans de colar el material líquid (hidrogel, silicona...)
- Usar els filaments solubles (PVA, HIPS, Scaffold® d'E3D®...), no com a suport sinó com a material constitutiu dels motlles, facilitant geometries impossibles comuns en el cos humà. En alguns casos, una closca sòlida pot resultar d'eliminació complicada després de fer la colada i solidificació de la silicona o hidrogel: poden quedar trossos atrapats en intersticis sense camí d'extracció possible. Un exemple seria un cor amb les seves cavitats i parets intermèdies internes.
- Provar estratègies d'impressió 3D i emmotllat simultani, a fi de materialitzar zones toves discretes que només afecten a algunes àrees del prototip.

Les necessitats i oportunitats que cada cas mèdic planteja són molt diverses, fet pel qual cal considerar l'emotllat com un recurs més, disponible per a fer possible l'execució de prototips d'assaig quirúrgic, encara que l'aplicació de la impressió 3D sigui indirecta.

És per a això que una de les línies de treball que s'abordaran en els proper capítols (apartats 7.4.8, 7.5.8 i 8.7), està dedicada a l'exploració més aprofundida d'aquesta estratègia de treball. De fet, al proper capítol, a l'apartat 6.7 *Prototipatge del cinquè cas: SLS i silicona en motlle FFF*, es mostra l'aplicació d'aquesta via en un cas real realitzat per a l'HSJD.

5.5 Conclusions

Els punts de partida del present capítol han estat:

- Es precisa dels líquids com a material d'impressió 3D, a fi de poder aspirar a obtenir prototips mimètics respecte als teixits tous.
- Hi ha un ampli ventall de materials disponibles: resines fotopolimèriques (són la base de solucions ja existents per a prototips d'assaig quirúrgic, per bé que a un preu molt elevat i amb limitacions quant a esterilització), silicones (comença a haver-hi alguna solució, però hi ha molt camí a recórrer), i d'altres menys explorats com els poliuretans, els cautxús i els hidrogels (aquests darrers amb elevades possibilitats d'acostar-se més bé al mimetisme desitjat).

A partir d'aquests dos punts, el capítol ha aprofundit, d'una banda, en el que avui dia és possible, que, com s'ha dit, és la materialització de prototips multimaterials amb impressores industrials que usen resines fotopolimèriques de diferents dureses i colors. I, d'altra banda, donada la voluntat d'avançar sota una idea d'equipament de sobretaula, s'han estudiat els mitjans tecnològics de deposició de gotes (Robocasting i *Direct Ink Writing*) que serien susceptibles de ser integrats a l'estructura d'una impressora 3D a la qual en lloc (o a més a més) de capçals de filaments, es disposessin capçals de líquids. El ventall d'aquesta recerca ha estat, necessàriament, molt ample: xeringues, bombes, vàlvules, sistemes de barreges de líquids...

Possiblement, el mitjà més utilitzat actualment en aplicacions de líquids siguin les xeringues, però el difícil control de la deposició de gotes fa que les solucions detectades més avançades estiguin utilitzant des de sistemes de vàlvules a bombes de cavitats progressives.

Amb tot, el darrer apartat constata la preocupació respecte a la mimetització dels teixits més tous: més enllà de la disponibilitat de material o de mitjà de deposició, no és evident que la fabricació per superposició de capes pugui desenvolupar-se amb èxit si la consistència és tan baixa que hi ha risc d'esfondrament. L'exploració que es fa de sistemes que puguin evitar-ho posa de relleu la dificultat del problema. Així, solucions com l'ús de fred o el recurs a la ingravidesa allunyen qualsevol expectativa de disponibilitat d'un equip de sobretaula a l'hospital. En canvi, sí que son factibles solucions basades en l'emmotllament, malgrat suposar una evident renúncia a la impressió 3D directa dels materials més tous.

Val a dir que aquest és un dels capítols de més interès per a futures recerques, i sobre el qual es preveuen més avenços: la impressió de materials tous precisarà del desenvolupament de nous materials líquids, aptes per ser processats per impressió 3D. En aquests sentit, el treball sobre els temps de catalització és un dels aspectes essencials (ha de ser immediata en el moment de la deposició).

6 Experiències de suport a cirurgia oncològica amb prototips obtinguts per impressió 3D

El present capítol il·lustra la base pràctica de treball del doctorand respecte a la vessant d'aplicació mèdica de la recerca efectuada, tot utilitzant sense limitació les tecnologies de fabricació additiva disponibles. Els cinc casos que aquí es desenvolupen són una selecció prou significativa dels que durant els darrers anys s'han dut a terme, i han servit per obrir el camp d'una nova necessitat de l'àmbit de la salut, constatant les llacunes de coneixements i medis que milloraran l'experiència de treball dels cirurgians oncològics. Aquests casos s'han dut a terme pel doctorand al CIM UPC en el marc de la col·laboració amb l'Hospital Sant Joan de Déu, i alguns d'ells es troben descrits en més extensió i amb major detall pel que fa a la vessant mèdica a [149] i [307], que és la Tesi Doctoral del Dr. Lucas Krauel, el cirurgià pediàtric oncològic de l'HSJD que ha guiat la intervenció del prototipatge mitjançant impressió 3D en els casos que es descriuen. En el marc temporal, el primer d'ells és d'inicis de 2014, mentre que el darrer és del maig de 2018. Al llarg de la tesi s'ha aprofitat aquests i altres casos com a base per anar desgranant conceptes i mostrar el progrés de la recerca, tal com mostren les figures 3, 50, 71, 91, 97, 103, 111, 112, així com es veurà en el cas conceptualitzat a l'apartat 7.5.8 i desenvolupat a l'apartat 8.7.

De fet, el principal interès d'aquestes experiències és complementar als capítols anteriors pel que fa a les especificacions que es poden extreure, formulades des del vessant mèdic, per al progrés de la recerca en tecnologia de fabricació additiva multimaterial. En l'exploració de conceptes que es fa en els capítols que segueixen, es té en compte aquests nous requeriments.

Els casos de pacients infantils descrits precisaven de cirurgia d'alta complexitat en implicar la resecció de tumors propers o directament sobreposats a venes i artèries principals. Aquest fet justificava plenament l'ús de mitjans no habituals, com ara la impressió 3D de prototips, per afrontar amb les màximes garanties d'èxit la intervenció. En tres dels cinc casos es tenia un neuroblastoma d'alt risc, el tumor pediàtric sòlid de localització extracranial més freqüent, podent-se localitzar a qualsevol lloc del sistema nerviós simpàtic, tot i que la majoria es localitzen a l'abdomen. Un altre cas era el d'un sarcoma sinovial al tòrax, qualitativament d'igual risc, i situat al costat del cor, la cirurgia del qual resultava tan imprescindible com arriscada. Un darrer cas era un tumor inclòs dins del fetge, un òrgan vital en el que la necessària eliminació del tumor no pot suposar, com els casos anteriors, l'afectació dels sistemes de vasos que té, especialment l'arterial.

Quan els tumors no són d'alt risc (no s'aprecien riscos per a la seva extracció), la cirurgia és clau per a la curació, extirpant-se completament la massa, i no precisant-se tractament complementari de quimioteràpia i radioteràpia. En canvi, en les cirurgies en cas d'alt risc com els casos abordats, aquesta s'ha de fer en centres de referència experimentats – en aquest cas l'Hospital Sant Joan de Déu de Barcelona, una referència mundial en el tema –, o inclús descartar-se davant del risc que comporta, i/o del fet que

la resecció només podrà ser parcial. I és que s'ha correlacionat un augment estadístic significatiu de la supervivència a llarg terme amb el percentatge de resecció realitzat. Extreure un 40% de la massa o un 90% d'un neuroblastoma pot significar coses radicalment diferents per al pacient, i la conclusió és que no compensa el risc de fer la intervenció (davant del perill immediat que suposa) si el percentatge de massa previsible que s'extraurà no alterarà el pronòstic ni l'activitat curativa/pal·liativa que farà la quimioteràpia i la radioteràpia.

La determinació d'aquesta "massa previsible a extreure" és un dels punts essencials per entendre la utilitat dels prototips d'assaig quirúrgic, orientada a millorar la planificació quirúrgica, tot ajudant a valorar millor quins percentatges de resecció podran obtenir-se. Per això, un prototip, el més mimètic possible amb els teixits vius, pot en alguns casos esmenar diagnòstics previs conservadors, derivats de només disposar d'imatges seccionals o de prototips no prou mimètics. Les limitacions dels mitjans actuals, doncs, poden portar a no recomanar una intervenció, la qual potser permetria una resecció major a l'estimada, suficient com per proporcionar un índex de supervivència més elevat.

A continuació es detalla la selecció de casos fets, per descriure posteriorment com es feia la preparació general dels casos per després abordar la realització de prototips, la seva utilització en la planificació quirúrgica, i el resultat de la intervenció. Finalment es descriuran les conclusions d'aquestes experiències, que com s'ha dit constitueixen una part de les especificacions per fer recerca en conceptes d'equips d'impressió 3D multimaterial plantejats en els capítols 7, 8 i 9 que segueixen, ja al Bloc 3.

6.1 Selecció de casos abordats

En el primer cas, desenvolupat al febrer de 2014 es tenia un nen de 3 anys. No hi havia metàstasi després del tercer cicle de quimioteràpia d'inducció, i es va proposar la resecció de la massa tumoral del neuroblastoma, situada a nivell suprarenal dret, englobant el pedicle renal dret, part de l'esquerra, vena cava inferior i l'artèria mesentèrica superior.

El segon cas, al maig de 2014, va ser el d'un nen de 5 anys amb un neuroblastoma d'alt risc. Després de controlar la malaltia evitant la metàstasi, i haver-se fet sis mesos abans una reducció de la massa tumoral al costat esquerre mitjançant cirurgia, es va plantejar la possibilitat d'una nova intervenció per efectuar la resecció de la massa residual al comitè de tumors. El fet, però, és que a les imatges s'apreciava com la massa englobava un conjunt crític de vasos sanguinis: tronc celíac, artèria mesentèrica superior, artèria mesentèrica inferior, vasos renals drets i esquerres, vena cava inferior, vena porta i via biliar extrahepàtica, i infiltració del lligament hepatoduodenal. Tot això comportava 8 factors de risc definits per la imatge.

En el tercer cas, al juliol també de 2014, va ser el d'un nen de 11 anys amb un sarcoma sinovial primari al mediastí, amb una part de massa infiltrant la zona superior de l'aurícula dreta, amb altres factors de risc com no haver pla de separació entre tumor i zones crítiques: bronqui principal dret, artèria pulmonar superior dreta i vena pulmonar dreta.

El quart cas, preparat durant el març del 2016 per a la intervenció realitzada a primers d'abril, correspon al d'una nena de 4 anys, i era força similar als dos primers casos: neuroblastoma d'alt risc a la zona abdominal, i teràpia d'inducció que havia portat a no presentar malaltia metastàtica. Presentat al comitè de tumors per valorar el control del tumor amb cirurgia, a la imatge es recollien fins a 6 factors de risc: gran massa centre-abdominal englobant el tronc celíac, artèria mesentèrica superior, artèria mesentèrica inferior, vasos renals drets i esquerres, vena cava inferior i aorta abdominal fins bifurcació de les ilíaques.

El cinquè cas, de juny de 2018, correspon a un nen de 2 anys amb dolor abdominal a qui se li va diagnosticar una massa tumoral abdominal. En aquest cas, el tumor era a l'interior d'un òrgan tou, el fetge, en una posició molt propera a una de les artèries que l'irriga interiorment. El sistema de vasos sanguinis en el fetge és molt complex, i com a referència es pot consultar l'apartat 7.5.8 *Silicona en motlle FFF: disseny d'una prova d'alta complexitat* i 8.7 *Silicona en motlle FFF on*, basant-se en un altre cas real de fetge amb metàstasi, es progressa en la recerca del concepte de prototip multimaterial amb silicona en motlle FFF. En resum, en el cas d'òrgans tous amb tumors, la clau per a l'equip mèdic és visualitzar el sistema vascular interior, amb els punts d'entrada a l'òrgan i la seva ubicació relativa amb el tumor.

6.2 Preparació dels casos per al prototipatge

Com s'ha exposat a l'apartat 2.2 *Aplicacions mèdiques de les tecnologies de fabricació additiva*, tot comença amb la captació de les imatges DICOM: les imatges que serveixen per establir un diagnòstic i el risc d'efectuar una intervenció, són les mateixes que s'utilitzaran per preparar el fitxer 3D que s'enviarà a una impressora 3D. Com es mostra a la Figura 144, el procés comença a l'àrea de Radiologia del mateix hospital, adaptada a les particularitats dels infants: per garantir una recollida de dades de qualitat és imprescindible un estat de relaxació que afavoreixi la immobilitat del pacient, de forma que tot s'ha ambientat per a transformar l'experiència en una aventura positiva i no en un acte terapèutic agressiu.



Figura 144. Equip de Tomografia Computeritzada (TC) a l'Hospital Sant Joan de Déu de Barcelona. Font: [308].

El primer punt essencial en tots els casos és processar les imatges DICOM fins obtenir uns fitxers vàlids per a ser enviades a una impressora 3D, i aquesta és una tasca complexa quan el que es vol és disposar de referències anatòmiques precises. Reconèixer l'anatomia humana en una secció del cos és habitual per metges i radiòlegs entrenats i formats, però gens per als enginyers de prototipatge.

Arribar a disposar de la geometria CAD per passar-la a la impressora 3D va representar una activitat complexa i necessària per tots els casos, donada la impossibilitat en l'actual estat de l'art d'automatitzar la reconstrucció virtual del tumor i les seves relacions anatòmiques. El motius són imputables a la poca claredat de la imatge, en el cas de teixit tou – i a diferència de teixit ossi – per a derivar conclusions sense l'assistència del radiòleg i el cirurgià: els neuroblastomes tenen calcificacions internes que el programari de gestió dels DICOM identifica com a vasos sanguinis. Tampoc els límits del mateix tumor queden clars en alguna secció, de manera que el radiòleg passa de forma ràpida

imatges entre seccions adjuntes, a fi de deduir, per comparació, les fronteres d'aquest, i informar-ne a l'enginyer CAD per a que així traci un perímetre acceptablement fiable.

El procediment s'iniciava utilitzant un programa convertidor d'imatges DICOM a format STL, i normalment el DICOM de partida tenia el seu origen en les dades recollides per TAC. De programes convertidors n'hi ha diversos, començant per un de desenvolupat a la pròpia UPC (VRMed DICOM Platform [309], del grup de recerca ViRVIG) i utilitzat per algun dels casos, a d'altres d'accés lliure com el 3D Slicer, també usat a diversos casos, i d'altres més comercials com el MIMICS©, InVesalius©, AYRA©, Intellispace Portal©, Pinnacle©, etc.

En algun dels casos, les imatges DICOM han tingut un doble origen, passant al pacient per l'aparell de Tomografia Computeritzada (TAC) i el de Resonància Magnètica (RM). Gràcies a aquest doble origen, els dubtes sobre els límits de teixit tumoral o de definició dels vasos s'han pogut resoldre, construint un fitxer STL prou fiable tal i com es verificava en el transcurs de la intervenció.

El fet que des del TAC o la RM proporcionin dades complementàries té a veure amb la tecnologia que utilitzen. Aprofundint una mica més en conceptes ja citats a l'apartat 2.2 i que es troben extensament comentades a [34] i [35], el que fa el TAC és mesurar l'atenuació dels raigs X en travessar el cos humà. El grau d'atenuació té a veure amb la densitat de les diferents parts del cos, que a la vegada té a veure amb la proporció d'aigua que contingui. Les imatges DICOM de TAC traslladen Unitats Hounsfield (UH) a un valor de gris determinat dins d'una escala. Així, per exemple, el teixit cortical dels ossos – com a elements més densos del cos humà – es veu molt blanc (+1000 UH), mentre que l'aire (amb densitat mínima) es veu negre (-1000 UH). Enmig es té l'aigua, amb 0 UH. Per damunt d'aquesta es troba molta gamma de teixits tous, de densitats molt semblants, al quals s'assigna un color de tonalitat grisa: en algunes zones és complicat determinar on acaba un teixit i on en comença un altre. Així, els vasos sanguinis dins un tumor són difícils d'apreciar: una opció llavors és injectar un agent de contrast que altera l'absorció de raigs X de la sang, i els vasos prenen un color més blanc a la imatge DICOM.

No és casual que el prototipatge d'ossos s'utilitzi amb molta més intensitat, vinculat a intervencions maxil·lofacials o traumatologia, donada la facilitat de conversió del fitxer DICOM a STL gràcies a la bona distinció de la densitat dels ossos en la tecnologia TAC. Així, la manca de medis d'impressió 3D multimaterial, incorporant la capacitat d'imprimir materials tous, no és l'únic motiu del poc ús del prototipatge per a assajar intervencions quirúrgiques: també ho és la necessitat de procedir a una feina manual intensa per passar la imatge DICOM a un STL, mitjançant la qual cal prendre decisions a cops poc clares per determinar les fronteres entre els diferents elements. Aquestes decisions només les poden prendre metges i radiòlegs experts en com es situen i desenvolupen els diferents tipus de tumors. Com a signe, a [307] Lucas Krauel ja exposava l'escassetat de referències sobre conversió de fitxers DICOM a STL per al cas de tumors abdominals. A això cal afegir la difícil disponibilitat de recursos econòmics i

humans als hospitals per a noves activitats com aquestes, per molt estratègiques que resultin. Aquesta situació, però, està canviant en fer-se massa evidents els beneficis de la incorporació dels prototips impresos en 3D al món de la salut.

Pel que fa a la RM, en teoria és el complement idoni, donat que el que fa és mesurar l'energia que alliberen els protons d'hidrogen de l'aigua continguda al cos quan es deixa d'aplicar un potent camp magnètic que prèviament havia alineat el seu eix de gir en una determinada direcció. És a dir, usant també una gamma de grisos, els teixits tous passen a ser distingibles entre ells si tenen una proporció d'aigua diferenciada, tal com succeeix. Això sí, els ossos passen a ser invisibles, en contenir molt poca aigua. Semblaria lògic llavors procedir al revés, és a dir partir d'imatges DICOM de RM i recolzar-se en DICOM de TAC per complementar el que faltés: aquesta és una de les primeres decisions a prendre segons les diferents variables de cada cas. El més comú és partir del TAC, donat que la referència dels ossos acostuma a ser molt útil, i que l'ús de contrast en el TAC pot solucionar alguns dels problemes més greus quant a distinció entre elements. Garantir totalment la concordança entre la informació no és possible: la validació del model final és responsabilitat del cirurgià, recolzat pel radiòleg que gestiona la informació DICOM.

Ja fos partint de les imatges DICOM de TAC o RM en el programa convertidor, aquestes van ser treballades capa a capa (d'aquí el nom de *segmentació* que s'utilitza per a definir el procés de pas de DICOM a STL), usant colors diferents per a cada estructura anatòmica. Amb colors vius (groc, verd clar...) es traçava el perímetre del tumor i en taronja o vermell l'àrea delimitada, que després es transformava en volum en anar superposant les següents imatges. Amb violeta es traçaven la resta de referències anatòmiques: òrgans, vasos, ossos...

Aquest treball, que es prolonga durant hores (una mitjana de 10 hores per cas), inclou reunions de revisió entre radiòleg, enginyer CAD i cirurgià, fins acabar disposant d'un fitxer CAD format per diversos "objectes" en format STL de diferents colors, i que normalment abasta molt més volum que el que realment acabarà sent prototipat. Els programes conversos disposen també d'eines d'edició per donar un bon acabat que permeti al cirurgià avaluar bé el model virtual: entre d'altres, les de renderitzat, acoloriment, o buidat d'estructures.

En aquest moments, amb un model virtual consolidat, és necessari comentar que l'equip mèdic disposa ja, de fet, d'un prototip, per bé que virtual, que li posa a l'abast una informació qualitativament molt millor que les imatges DICOM bidimensionals. El fitxer STL pot portar-se a la majoria dels sistemes CAD del mercat, on l'usuari podrà "navegar" pel model, rotar-lo en pantalla, visualitzar o eliminar part de les referències, fer transparents o semitransparents els volums que es seleccionin, utilitzar ulleres de realitat virtual i passejar-se de forma immersiva, comptabilitzar volums per avaluar cost de prototipatge, etc. En resum, l'avaluació de vies de treball i opcions per a aconseguir la màxima resecció de tumor, s'inicia ja amb el model virtual, sense esperar a tenir el prototip físic a la mà. Es podria arribar a l'extrem de que, per algunes intervencions, no

fos necessari donat que no aportaria més informació que la ja obtinguda amb el model virtual.

De fet, en tots els casos que s'exposen, el primer guany de perseguir la fabricació de prototips va ser aconseguit gràcies al fet de precisar del fitxer STL, el qual va servir per iniciar la planificació quirúrgica mitjançant el seu anàlisi a la pantalla de l'ordinador de manera molt més eficient que amb les imatges DICOM. El salt en la millora de la planificació quirúrgica no és directe dels DICOM al prototip físic, sinó doble: dels DICOM al model virtual 3D i d'allà al model físic.

Després de treure tot el rendiment possible al model virtual, arriba l'hora de materialitzar-lo si és que es considera necessari. La decisió sobre què cal, finalment, inclou del model virtual total en el prototip la pren el cirurgià, informant-li el tècnic de prototipatge sobre com es materialitzarà o el cost i temps que comporta segons la tecnologia a aplicar. Així, per exemple, referències com els intestins o el fetge s'acostumen a no prototipar, doncs en el cas d'intervencions de neuroblastomes (casos 1, 2 i 4) són elements d'ubicació molt clara i que poden ser desplaçats en el transcurs de la intervenció sense més preocupació. En canvi, les vèrtebres properes a la zona on es troba el neuroblastoma, que encaixen prop seu a elements com l'aorta o el tronc celíac, són sol·licitades de ser materialitzades al prototip junt amb aquest elements crítics, sense cap exigència especial referida a mimetisme, més enllà que siguin rígides i reproduueixin la geometria del pacient.

Com a exemple, es mostra la tomografia computeritzada (TAC) del segon cas, a la Figura 145. Així, el contorn verd clar, traçat manualment capa a capa pels tècnics del CIM UPC amb el suport del cirurgià i el radiòleg, delimita el perímetre de la gran massa tumoral centre-abdominal. A les imatges superiors, i marcat amb fletxes: infiltració de la vena cava inferior (VCI), el tronc celíac (TC) i l'arteria mesentèrica superior (AMS). A la figura inferior esquerra, el programa de processat ja ha integrat com una "peça" el tumor, de manera que es veu en vermell l'àrea tumoral delimitada pel seu contorn groc. També s'han integrat com altres "peces independents" els òrgans propers que permeten referenciar la posició del tumor al prototip, i que es mostren en color lila: ronyons, fetge, melsa i columna vertebral. Cada "peça" serà un fitxer STL, a processar per una impressora 3D. A la figura inferior dreta, els vasos renals d'ambdós costats.

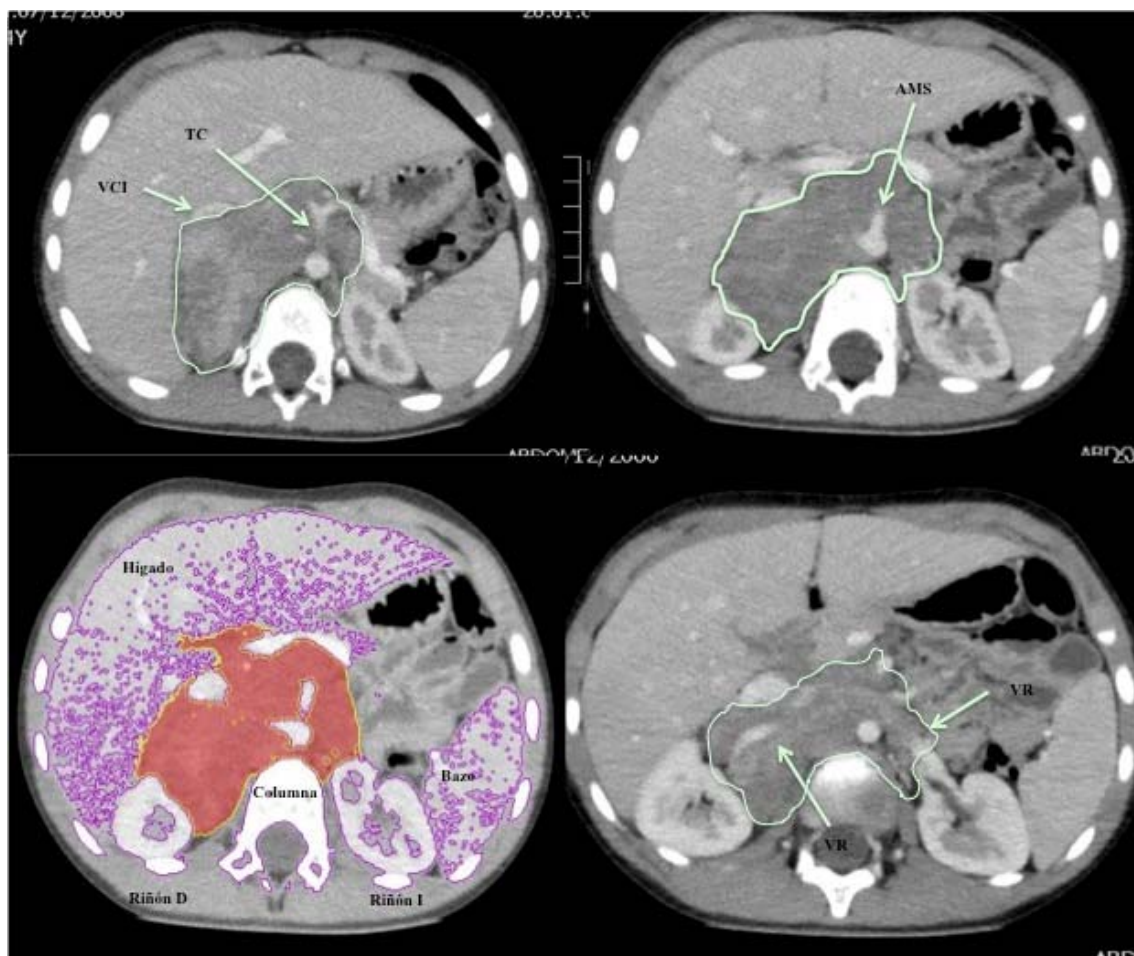


Figura 145. Tomografia Computeritzada (TC) en el pla axial per al segon cas descrit. Font: [307].

A la Figura 146 s'aprecia la geometria modelitzada a partir del DICOM del cas 2. Molta d'ella no serà aprofitada per a la materialització del prototip, de manera que es generarà un nou model CAD simplificat que reculli el que sí anirà a la impressora 3D, com ara el neuroblastoma que s'intueix en color groc. En concret, ni el fetge, ni molts dels ossos que es mostren, van ser materialitzats: a la Figura 147 es veu el fitxer CAD utilitzat per fer el primer prototip.

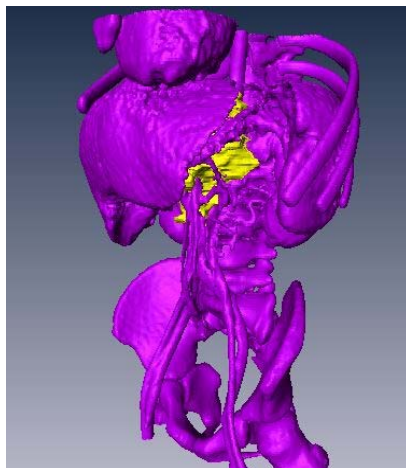


Figura 146. Model CAD que recull els elements en format STL, procedents de la segmentació del fitxer DICOM del cas 2. Font: pròpia.

També es pot apreciar gràcies a la Figura 147 la millora quant a visualització en passar d'imatges seccionals a tridimensionals. Un cop es disposa del fitxer 3D, els sistemes de CAD poden afegir qualitat a la visualització, com en el cas de la imatge de l'esquerra, on el tumor es mostra en mode transparent a fi d'apreciar les referències anatòmiques "atrapades" a dins.

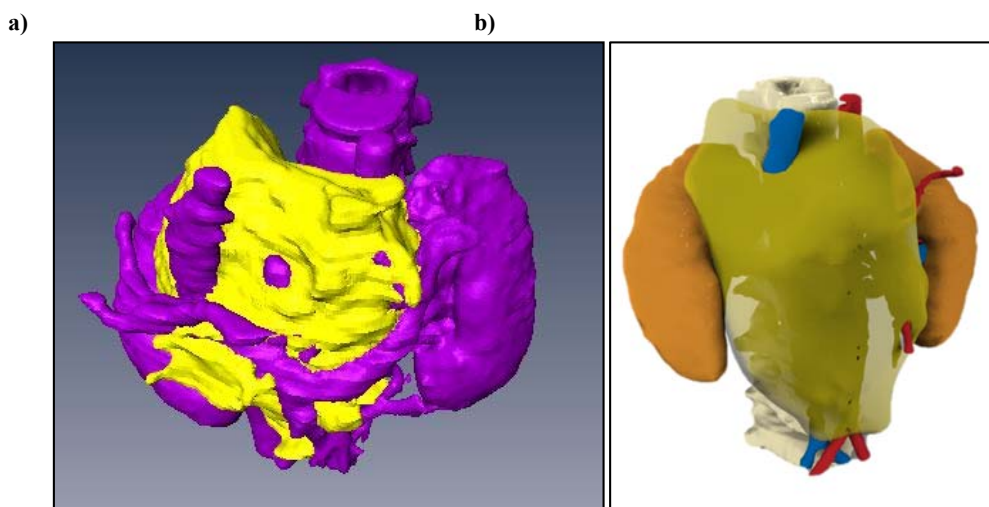


Figura 147. Modelitzat CAD de models d'assaig quirúrgic. a) Visualització bàsica del neuroblastoma del cas 2. b) Visualització renderitzada del neuroblastoma del cas 4. Font: pròpia.

La utilització del "mode transparència" és només una de les potencialitats que la modelització d'un CAD 3D permet: si bé el fitxer 3D és una eina per obtenir un prototip imprès, també té utilitat per sí mateix per ajudar al cirurgià a preparar la intervenció. Com més treball de preparació es faci sobre el fitxer CAD, més bé es podrà orientar la intervenció com els prototips sobre els que es faci un assaig. Un altre exemple és la simulació de l'extracció de tumor per avaluar-ne el resultat: coneixent el volum virtual del tumor, es pot anar reduint la seva mida al fitxer CAD, reservant les zones més properes als vasos sanguinis, tal com faria el cirurgià. D'aquesta manera, aquest pot

prendre millor consciència sobre el grau de risc de la intervenció, centrada en aconseguir el màxim de resecció amb el mínim de risc. En el quart cas, això va ser aplicat tot arribant a la conclusió que la resecció màxima sense risc estava la voltant del 60%. La tasca de preparació de la intervenció, per al cirurgià, és fer viable l'extracció de tumor des d'aquesta quantitat fins a la seva totalitat, que també pot ser simulada en CAD tot desactivant la visualització del tumor, que es modela com una peça independent en un assemblatge. El mateix model CAD mostrat a la Figura 147 b, es mostra ara a la Figura 148 en aquestes dues versions.

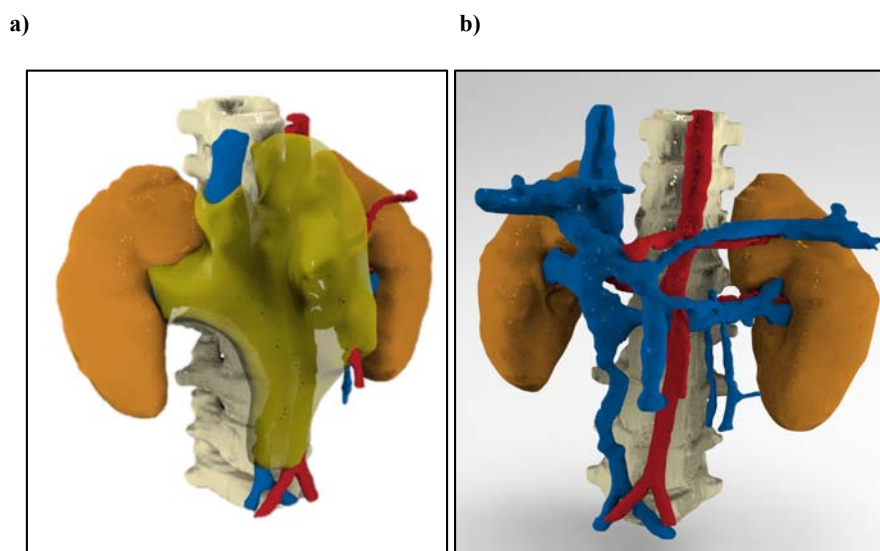


Figura 148. Dues versions del fitxer CAD del quart cas. a) Resecció del 60% del tumor. b) Resecció total del neuroblastoma. Font: pròpia.

A l'hora de passar del fitxer CAD al prototip, el desig de l'equip mèdic no era altra que materialitzar el tumor i les seves referències a fi de dur a terme amb ell l'assaig de la intervenció. Per a això, s'estimava que el tumor havia de ser modelitzat amb un material tou, i a ser possible transparent, permetent la visualització dels vasos sanguinis i altres elements crítics que es trobessin englobats dins la massa de la que es fa la resecció. Per a això, la tecnologia de fabricació additiva aplicada en el marc d'aquests quatre casos va ser la Injecció de fotopolímer (PolyJet™ de Stratasys®), complementada amb una intervenció creixent per la Sinterització Selectiva per Làser (SLS), i la Fabricació per Filament Fos (FFF).

En aquest sentit, l'ordre en l'exposició temporal dels casos coincideix amb la corba d'aprenentatge de l'equip mèdic i d'enginyeria que van col·laborar-hi. Aquest procés s'identifica amb l'ús creixent de prototips per a preparar les intervencions, que pel primer cas va ser només un, i per al quart cas ja eren més de tres. Després de cada cas, s'avaluava com s'havien usat els prototips i què podria ser d'utilitat en un següent cas, a fi de millorar l'experiència d'assaig quirúrgic.

6.3 Prototipatge del primer cas: Neuroblastoma

En el primer cas, el model materialitzava el tumor i les seves referències anatòmiques, i l'equip de cirurgians va assajar la intervenció dos dies abans d'aquesta. L'equip utilitzat va ser la impressora 3D industrial Connex 500™ de Stratasys®, de tecnologia de deposició de gotes de fotopolímer (veure apartat 2.1.6, Figura 12), tot usant els procediments i materials descrits a l'apartat 5.1.1 *Resines fotopolimeritzables*. Molt sintèticament, es té un capçal amb múltiples sortides, similar al de les impressores de tinta, capaç d'aportar resines fotopolimèriques diferents a la vegada. En tots els casos detallats, els materials eren tres: dos per construir el prototip, i un per donar suport a aquests en el procés de superposició de capes i evitar problemes en els voladissos. Mitjançant un llum UV permanent activat al capçal, aquestes resines solidifiquen en polimeritzar, de manera que es van afegint, una sobre una altra, capes de 16 µm. Quan la construcció acaba i s'extreu el model de la màquina, els suports s'eliminen amb aigua pressuritzada. El resultat és un model on les referències anatòmiques constituïdes per ossos, vasos sanguinis i ronyons són fets amb una mateixa resina fotopolimèrica de consistència rígida i color blanc. El tumor, en canvi, era relativament tou i translúcid. El model va estar disponible per a l'equip mèdic una setmana abans de la intervenció, un període ideal donat que va ser utilitzat a 3 reunions de l'equip mèdic per a definir els passos crítics de la intervenció, tal com es descriu a [307] i que aquí es resumeix. A l'assaig, el material representant al tumor a la zona interaortocava s'anava desprenent a mesura que es feia la resecció amb dissector, pinces i tisores; i ho feia en petits trossos, de la forma en la qual es prescriu per a neuroblastomes complexos. Així, la resecció feta del tumor en una zona crítica, la propera a les artèries i venes renals, tenia molta similitud amb el procés real. A la Figura 149 s'observa un detall complementari al de la Figura 45, comentada a l'apartat 3.1.8, on un dissector i la tisora s'utilitzen sobre el prototip per a fer la dissecció de la vena renal esquerra.

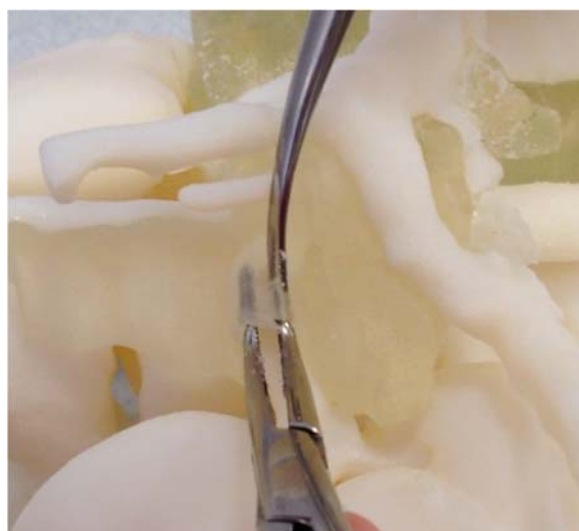


Figura 149. Assaig de resecció del tumor sobre el prototip del Cas 1. Font: [307].

La similitud del procediment de resecció amb la realitat es debilita quan es tracta d'una gran massa tumoral, que pren un caràcter molt rígid en el material fotopolimèric: era el component principal d'aquest tumor situat damunt la glàndula suprarenal del ronyó dret, que no podia separar-se bé de la superfície en contacte amb el ronyó. Però, tot i la dificultat de fer bé l'assaig de resecció d'aquesta zona, aquesta era una fase no crítica de l'operació. A la Figura 150a es mostra aquest prototip del primer cas de forma completa.

Es va dur a terme l'operació, procedint-se a una incisió toràcica-abdominal dreta, que va permetre alliberar de massa tumoral als vasos sanguinis sense comprometre la seva integritat (GTR, Gross Total Resection). El procés va incloure l'extracció de la gran massa tumoral situada damunt la glàndula suprarenal del ronyó dret. En aquest cas, l'estratègia era diferent: no es procedia a tallar a trossos el tumor per anar-lo extraient, sinó que poc a poc s'anava separant tota la massa de les zones annexes, cauteritzant les artèries que l'alimentaven i desenganxant una a una les membranes que l'adherien a l'entorn. A la Figura 150b es mostra justament aquesta, un cop extreta, i de la qual com s'ha dit no es va fer assaig de la seva resecció. Va ser suficient que en el prototip es pogués fer la seva visualització i anàlisi, de forma que es va culminar amb èxit la intervenció quirúrgica, de més de 5 hores.

La comparació dimensional entre aquesta massa i el seu prototip revelava una bona precisió de les mides reproduïdes, tot i que la consistència i textura era força diferent, segons la resposta que es va observar en pressionar ambdós elements amb la mà: el prototip era molt més rígid que el tumor real, que tot i també ser força compacte, era més tou i cedia davant la pressió de la mà en tancar-se, tal com s'espera de neuroblastomes infantils.

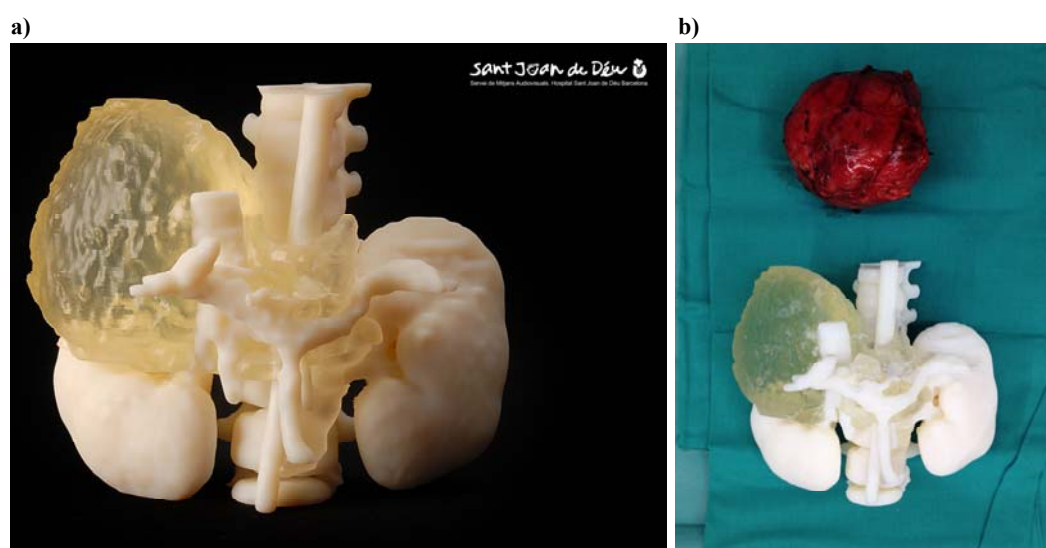


Figura 150. a) Prototip d'assaig quirúrgic corresponen al primer cas de neuroblastoma. b) Comparativa entre la massa tumoral ja extreta i el prototip. Font: HSJD i pròpia.

Un cop superada la intervenció i fent avaluació del procés seguit, es van destacar aquells aspectes que es voldrien millorar en un futur. Així, es demanava un material més

tou i més transparent per representar el tumor, facilitant d'una banda la similitud amb la realitat en el treball de l'instrumental quirúrgic sobre el prototip i, de l'altra banda, mantenint la visualització d'elements crítics gràcies a la transparència, a fi que es faci l'aprenentatge de la seva situació: a la intervenció real, aquesta experiència prèvia resulta de gran utilitat. En el cas 1, i tal com s'apreciava a la Figura 150, la transparència no era una qüestió crítica, doncs els vasos eren força superficials respecte al tumor, visibles a simple vista encara que el tumor hagués estat més opac.

6.4 Prototipatge del segon cas: ampliació a tecnologia SLS

La qüestió de la transparència va ser molt diferent en aquest cas respecte a l'anterior: gràcies a l'estudi de les imatges DICOM es va saber amb anticipació que els vasos sanguinis estaven molt embeguts dins del neuroblastoma, fent molt difícil, per no dir impossible, la visualització en el prototip dels vasos dins del tumor. I aquest era l'objectiu primari del prototip, mostrar les referències anatòmiques crítiques abans de l'operació. Això es pot apreciar al primer prototip fet, com en el primer cas, amb la impressora 3D industrial Connex 500™ de Stratasys®, i que ja s'ha vist a la Figura 3 a l'apartat 1.2, on només s'aprecien els vasos superficials al tumor (com la vena cava inferior), però no altres de rellevants interiors al tumor (tronc celiac, venes i artèries renals...). Sense transparència en el tumor, el prototip perd molta de la seva potència informativa. Aquí es llavors on entra la creativitat i la llibertat que proporciona disposar de la informació en format digital: desactivant el fitxer STL corresponent al tumor, es va imprimir un segon prototip en tecnologia de Fusió de Llit de Pols (descrita a 2.1.4) de les referències anatòmiques. El resultat, apreciable a la Figura 151, és una representació de la zona crítica sense el tumor, mostrant totes les venes i artèries embegudes pel tumor. Posats llavors el primer prototip amb el tumor al costat de l'altre, cadascun dóna una informació diferent que es complementa, ajudant a traçar a la ment de l'equip mèdic el camí que seguiran en el procés de resecció del tumor.

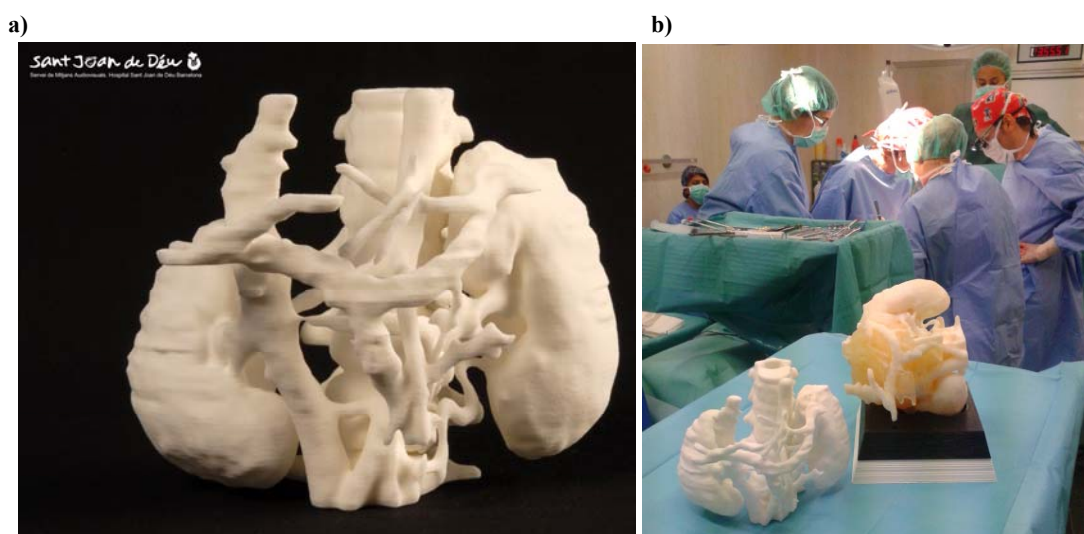


Figura 151. a) Prototip en tecnologia SLS corresponent al segon cas, on no hi ha el tumor. b) Intervenció en curs, amb els dos prototips a l'abast per a la seva consulta. Font: HSJD i pròpia.

La tecnologia de Fusió en Llit de pols per a prototips d'assaig quirúrgic representava també un camí d'estalvi de costos per a la preparació d'intervencions quirúrgiques. Si els prototips realitzats amb la tecnologia Polyjet tenien un cost orientatiu de 2.000 €, el prototip de la Figura 151 a, fet amb la màquina SLS Sinterstation 2500 de 3DSystems, va tenir un cost aproximat de 400 €. El procés de fabricació va afegint capes foses de material termoplàstic de 0,1 mm de gruix de poliamida 12. A diferència de la tecnologia d'injecció de fotopolímer, no es precisa material de suport donat que la mateixa pols

que envolta la peça ja fa aquesta funció: un cop construït el model, només cal apartar-la, reaprofitant bona part d'aquesta en posteriors construccions. A més, es va esterilitzar sense dificultats, resistint temperatures de processos tèrmics que el primer prototip no pot suportar, i va estar a l'abast dels cirurgians durant la intervenció per a la seva consulta sense restriccions. Els prototips de Fusió en llit de pols són molt resistents que fa que en altres sectors industrials es considerin aptes com a producte final a comercialitzar, i que han obert la porta a usar la Fabricació Additiva com a via per disposar de productes personalitzats o sèries molt curtes, eliminant la necessitat de motlles d'injecció.

Pel que fa a l'assaig sobre el primer prototip en resina fotopolimeritzable, la dissecció va ser més complicada, doncs el tumor formava un volum compacte al voltant dels vasos, reproduint-se el fenomen de la gran massa tumoral del primer cas: la rigidesa era major, i el dissector i les tisores no s'obrien pas amb facilitat. Així, la utilitat del segon prototip va venir originada en part per aquest fet.

A la intervenció, i com en el cas 1, es va fer un abordatge toràcic-abdominal dret. La concordància entre realitat i prototip va tornar a ser bona, resultant que el tumor real va ser més rígid que l'habitual per als neuroblastomes, fent més complexa la resecció. Això posa en guàrdia sobre la dificultat de mimetitzar teixits vius sota uns estàndards inamovibles, tal i com en el capítol 3 s'ha insistit. És a dir, es va pensar erròniament que la massa tumoral al prototip era massa rígida: les indicacions del cirurgià s'adreçaven a fer un prototip més tou, però donades les limitacions de materials existents, no es va poder complir l'especificació donada. Però com s'ha dit, al final va resultar ser un prototip prou mimètic.

Al llarg de la intervenció també s'utilitzava per a la consulta el primer prototip, però disposat en una taula auxiliar en no estar esterilitzat, on els cirurgians podien veure'l sense tocar-lo. La intervenció va finalitzar amb l'extracció del 80% de la massa tumoral. El 20% restant, a eliminar/controlar amb altres procediments posteriors a la intervenció (generalment quimioteràpia), era massa propera a zones amb risc de causar lesions als vasos sanguinis englobats, o danyar als ronyons i a altres referències anatòmiques. Així, en avançar la intervenció, el prototip sense tumor cobrava més importància per orientar-se en els límits a assolir, preveient el marge de seguretat que calia deixar a aquestes referències per no córrer cap risc.

6.5 Prototipatge del tercer cas: sarcoma al mediastí

En el cas 3, es va aplicar les lliçons apreses dels dos primers casos i es va anar una mica més enllà. Es va materialitzar tres prototips que es mostren a la Figura 152:

- Prototip 1: realitzat en tecnologia injecció de fotopolímer, on les referències anatòmiques – cor, artèries, venes, bronquis...– són materialitzats amb resina blanca rígida, i el tumor en material tou translúcid.
- Prototip 2: en tecnologia SLS, amb només les referències anatòmiques, permetent visualitzar, com el cas 2, les zones crítiques amagades sota el tumor.
- Prototip 3: també en tecnologia SLS, de només el tumor en material tou, a fi que els cirurgians a puguin copsar la geometria complexa que serà el seu objectiu a eliminar.

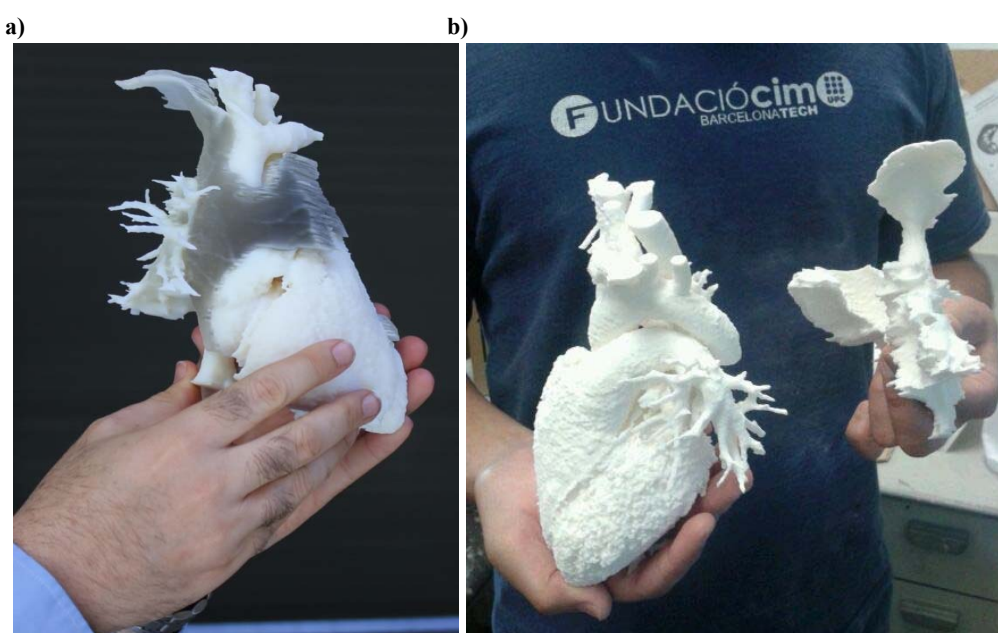


Figura 152 a) Prototip 1. b) Prototip 2 (esquerra) i 3 (dreta). Font: pròpia.

Els prototips van ser completats i lliurats una setmana abans de la intervenció, de manera que l'equip de cirurgians va disposar de prou temps per preparar la intervenció, que va ser especialment llarga però culminada amb èxit.

Tant en aquest cas com en l'anterior, es va iniciar una exploració centrada en l'aplicació de la tecnologia FFF en el prototipatge de models quirúrgics. En el cas 2, i tal com s'aprecia a la Figura 153a, un pedestal de suport per al prototip va ser materialitzat amb una impressora FFF BCN3D+. L'allotjament tenia la forma negativa del model per a ser posicionat en la mateixa posició (decúbit lateral) que a la cirurgia, a fi de familiaritzar a l'equip quirúrgic amb la visualització real que tindrien a la intervenció. Més endavant, quan ja es va disposar d'impressores de dos capçals independents, la situació va canviar: al febrer de 2016, un any i mig després de completar el cas 3, es va utilitzar el fitxer corresponent a les referències anatòmiques per reproduir en tecnologia FFF-IDEX el

prototip que havia estat realitzat en tecnologia SLS (Figura 153 b). Mentre que per la peça es va utilitzar filament de PLA, els suport van ser fets amb PVA, soluble a l'aigua. El resultat en qualitat va ser similar, però el seu cost va ser molt inferior, de l'ordre de 60 €. Aquest fet no va deixar indiferents als responsables de l'hospital, que pocs mesos després adquirien una impressora d'aquestes característiques per a casos simples que involucressin prototips monomaterials, i que després d'un ús intens ha estat actualitzada recentment (veure Figura 153c). Poc a poc, aquestes impressores estan poblant molts altres centres mèdics, entre d'altres motius gràcies al seu cost accessible.

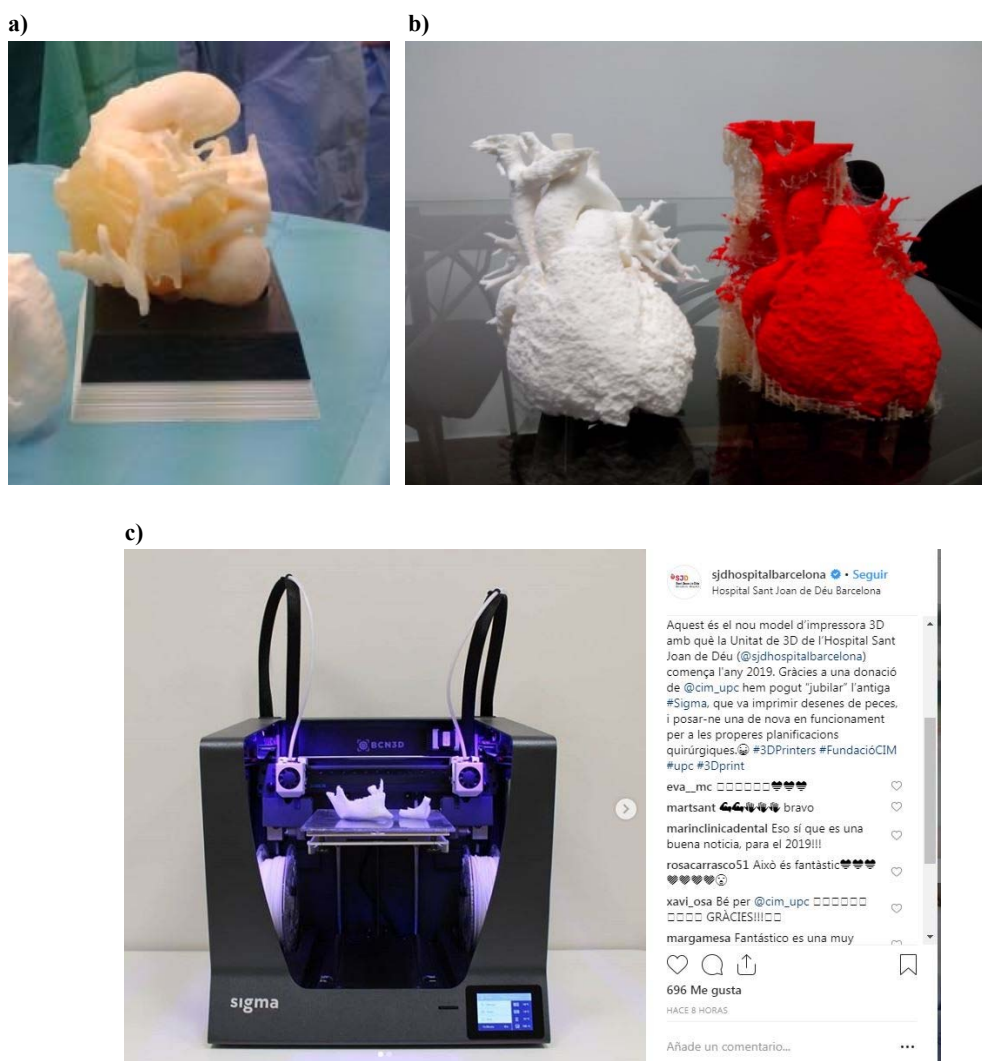


Figura 153. a) Prototip del cas 2 damunt del seu suport fet en FFF. b) Prototips 2 del cas 3: a l'esquerra, el que es va usar, fet en SLS; a la dreta, prova feta amb una BCN3D Sigma de CIM UPC. c) Imatge del compte de HSJD a Instagram a desembre 2018. Font: pròpia.

Per a la intervenció es va fer una esternotomia mitja, per a posteriorment dur a terme la canulació del cor a fi de facilitar la circulació extracorpòria, mitjançant la qual es facilitava el treball dels cirurgians. Es va fer la resecció total del tumor, junt amb una part de l'aurícula dreta i la vena cava superior que havien estat envaïdes per aquest. Per a reconstruir aquests elements es va utilitzar un empelt tubular artificial. L'operació es va doncs completar amb èxit, sent novament estratègic el fet de disposar tant del prototip amb el tumor com sense. A la Figura 154 es pot apreciar la comparació entre el

Tesi Doctoral: Contribució a l'estudi de la impressió 3D per a la fabricació de models per facilitar l'assaig d'operacions quirúrgiques de tumors – Felip Fenollosa i Artés, 2019.

prototip amb tumor i la imatge de l'angiografia en TC de tòrax, ressaltant-se la correlació obtinguda entre imatge virtual i prototip, clau per a la resolució positiva de la intervenció.

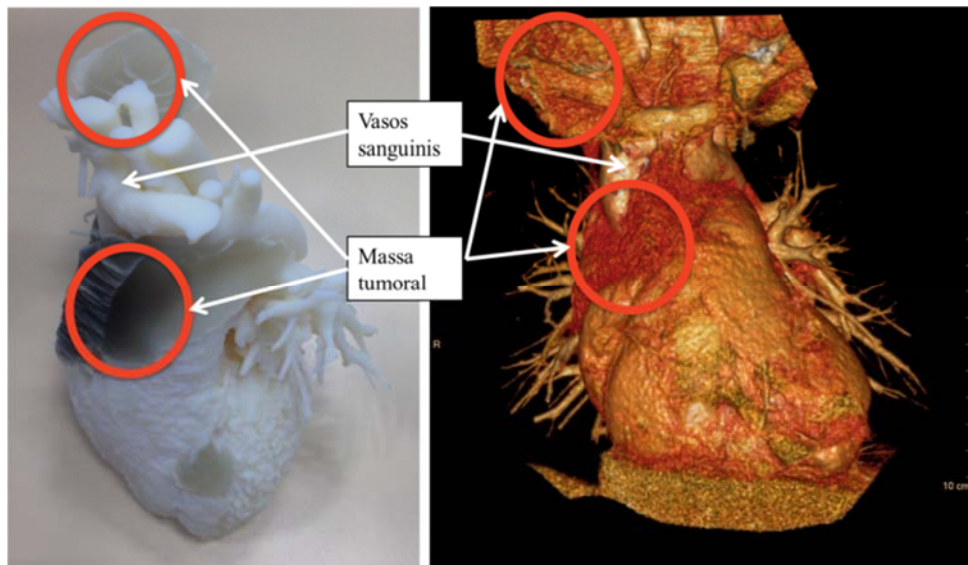


Figura 154. Prototip i imatge CT del cas 3. Font: Lucas Krauel i pròpia.

6.6 Prototipatge del quart cas: afegint la tecnologia FFF

En arribar al cas 4, temporalment fet més tard que els tres primers casos (març-abril 2016), l'experiència acumulada fa que la sol·licitud de suport de l'equip mèdic es tracti com un projecte de prototipatge més que de fabricar un o més models. Ja s'ha mostrat com el treball en CAD va ser més intens, simulant fins i tot percentatges de resecció del tumor (Figura 147). Es van realitzar diverses proves en tecnologia FFF-IDEX, per a copsar els límits d'una forma de materialització quin reduït cost eliminava les limitacions per a experimentar que sí tenen la d'injecció de fotopolímer. Com mostra la Figura 50 al capítol 4, el prototip que representava les referències anatòmiques sense el tumor ja es va realitzar en aquesta tecnologia, sense que fos precís fer-lo en SLS. No es va superar a la tecnologia d'injecció de fotopolímer quant a proporcionar un prototip per assajar la resecció del tumor, però es va progressar en la direcció correcta per anar apropant una tecnologia molt competitiva als objectius dels cirurgians. A la Figura 71, també del capítol 4, es mostra el prototip amb referències i tumor en curs de construcció: les referències anatòmiques es fan en filament PLA blanc, mentre que el tumor i els suports es fan en PLA groc. Arrencar els suports serà possible però no tan fàcil com dissoldre'ls amb aigua. A la vegada, el tumor es visualitza perfectament, però no es pot assajar la seva resecció i no permet veure les referències anatòmiques interiors en ser opac i rígid. En un altre experiment (veure Figura 97), el material usat per fer suports i tumor (buit) era filament de PETG transparent, mentre que les referències anatòmiques es feien amb filament de PLA groc. Les proves amb més materials i diferents configuracions van continuar, sent l'aplicació dels filaments flexibles de tipus TPU i les combinacions amb PVA una de les línies més interessants. Com a mostra, a la Figura 155 s'aprecien dos prototips més complementaris del cas 4: el primer materialitzant les referències anatòmiques en TPU (Filaflex®) i el segon en PETG transparent del tumor aïllat, tots dos fets en una BCN3D Sigma, i on s'explorava sobre l'elasticitat dels vasos sanguinis i la qualitat (no gaire bona) de la transparència del tumor amb un filament inicialment transparent. A la Figura 155c es mostra el prototip de la primera imatge recolzat en una pedestal que, com en la Figura 153a, situa al model en la posició en la qual el metge es trobarà l'òrgan en la intervenció. Modelat en CAD a partir del negatiu de la superfície exterior d'un des ronyons, s'ha fabricat en filament de PLA usant un sol capçal en una impressora FFF, no hi ha ni voladissos ni condicionants de material, i la tecnologia que proporciona una impressora de baix cost amb un sol extrusor és més que suficient.

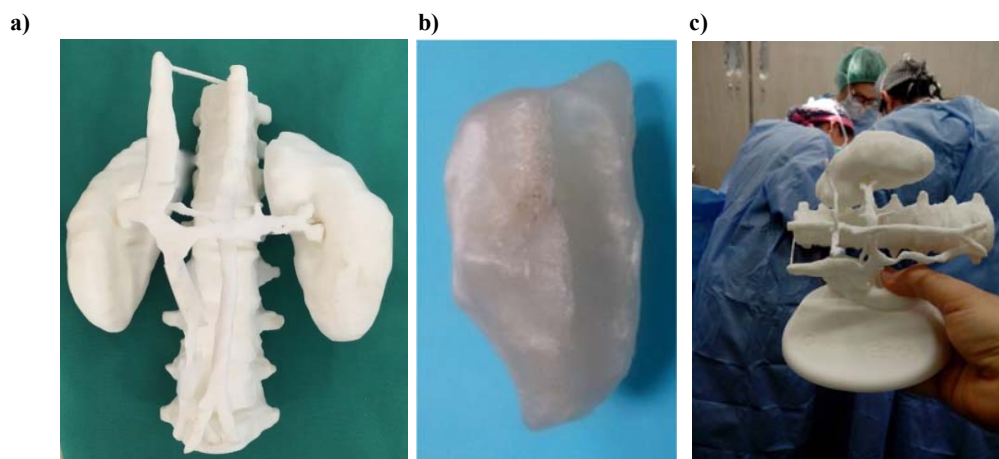


Figura 155. Prototips complementaris del cas 4: a) Cas 4. Prototip en Filaflex Recreus® sense el tumor. b) Prototip del tumor en filament transparent c) Prototip sense el tumor i peanya per recolzar-lo. Font: pròpia.

Pel que fa al prototip d'aquest cas desenvolupat amb la tecnologia d'injecció de fotopolímer, se n'ha fet una bona descripció a l'apartat 5.1.1, precedint la Figura 103 en la que es mostra tant abans com després de l'assaig de resecció. El Dr. Krauel va dur a terme una simulació satisfactòria, retirant bona part del tumor a la zona de la cava inferior comprimida. Va apreciar també que a la seva part més interior, el fotopolímer, en tractar-se de material de suport usat com a farciment, era significativament més tou i granular, desfent-se fàcilment, per la qual cosa no era tan realista la seva eliminació com ho havia estat l'assaig de les zones superficials als vasos del primer cas, però, per contra, sí que suposava passar a assajar les reseccions de grans masses tumorals no superficials, cosa que no havia estat possible en els dos primers casos per la resistència a la penetració del dissector i les tisores. Un pas endavant, doncs, en el procés de millora de l'experiència del cirurgià. El seu estudi previ a l'assaig es mostra a la següent Figura 156, en la que el doctorand i el Dr. Krauel l'analitzen, junt amb altres prototips complementaris i la imatge virtual CAD dels fitxers STL del cas.

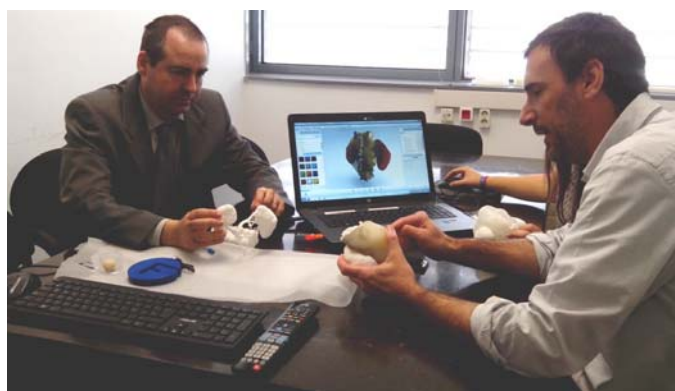


Figura 156. Reunió de lliurament i revisió de prototips d'assaig quirúrgics (cas 4). Font: pròpia.

Ja a la intervenció, i com en les casos 1 i 2, l'abordatge toràcic-abdominal va facilitar un bona exposició al tumor. Tampoc, novament, no va fallar la concordança quant a mides i disposició de les referències anatòmiques entre prototips i realitat. La part superior del

tumor es va poder eliminar (exèresis) per separació entre massa i teixits circumdants (dissecció), però aquest no va ser el cas de la part inferior. Es va optar llavors per fer una resecció per buidat, usant un instrument (Sonopet®) que, amb ultrasons, va desfent el tumor per després aspirar-lo. Aquesta metodologia era força similar al que prèviament s'havia assajat sobre el prototip, on s'anava eliminant el material de suport dins del tumor. I, igualment com en el prototip, va ser necessari, per evitar perills majors, deixar en aquesta zona un recobriment de tumor a tota la superfície dels vasos. Com en els casos anteriors, la disponibilitat al quiròfan dels prototips sense el tumor va ajudar a guiar aquest procés, permetent localitzar les referències crítiques.

6.7 Prototipatge del cinquè cas: SLS i silicona en motlle FFF

En el cinquè i darrer cas, l'extracció d'un tumor al fetge suposava, de cara als prototips, requeriment diferenciats respecte als anteriors, donat que la resecció del tumor no sols implicava el risc dels vasos sanguinis propers, sinó que a més estava englobat en un òrgan vital com el fetge. Les imatges CAD processades que es presenten a la Figura 157 permeten fer-se una idea de la complexitat del cas. La solució més òbvia era disposar d'un prototip en tecnologia d'injecció de fotopolímer, on el fetge seria materialitzat amb resina rígida transparent, permetent visualitzar perfectament el tumor i els vasos sanguinis interiors. El resultat seria un prototip similar al mostrat en el capítol 5 a la Figura 102c, o a la Figura 110, amb els desavantatges relatius al fet de la incompatibilitat entre transparència i baixa duresa a fi de tallar mitjançant bisturí.

Tanmateix, no es va procedir a fer-lo per cost elevat que tenia: per bé que els casos anteriorment presentats s'han desenvolupat amb èxit i que els prototips en aquesta tecnologia són molt interessants, el seu cost actua com a factor limitatiu. És per això que l'abordatge amb prototips va començar a partir del que es visualitza a la imatge inferior dreta de la Figura 157: la massa del fetge s'ha eliminat i només es té el tumor i els vasos sanguinis continguts dins el fetge. L'equip mèdic va sol·licitar disposar d'un prototip mèdic corresponent a aquesta imatge on, per facilitar la interpretació, els colors dels vasos sanguinis fossin justament els de la imatge: vermell per a l'artèria – l'element anatómic de més perill –, blau per a les venes hepàtiques i lila pel sistema porta.

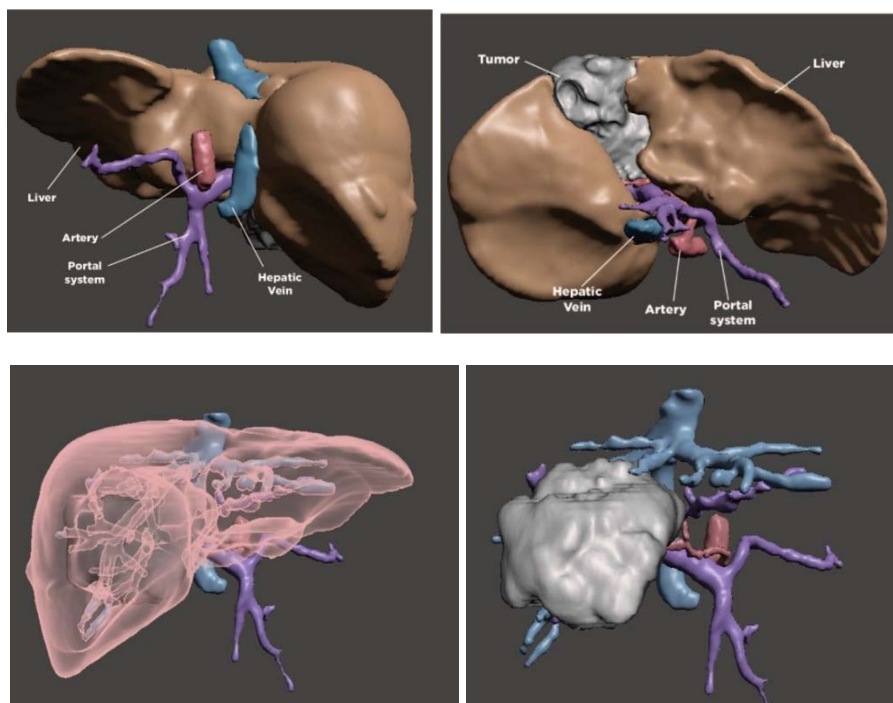


Figura 157. Diferents visualitzacions del mateix cas 5. Les dues imatges superiors són renderitzacions del conjunt fetge-vasos-tumor. A la inferior esquerra, el fetge i el tumor estan en mode transparent. A la inferior dreta, s'ha eliminat el fetge. Font: pròpia.

La tecnologia desitjada per a fer aquest prototip era la FFF-IDEX, però quedava limitada pel que fa a la petició de color. Sí que era possible, usant un sol material – per exemple PLA blanc – disposar del prototip usant una impressora 3D de dos capçals independents, tal com s’ha vist a la Figura 153 b, però llavors caldria pintar els vasos sanguinis amb els colors demanats, deixant el tumor amb el color blanc. Però el pintat de prototips fets amb filament plàstic resulta difícil comparat amb els prototips de SLS, quina porositat fa la tasca més senzilla i fiable. A això cal afegir que el passat juliol de 2017, l’empresa RICOH i el CIM UPC signaven un acord per constituir a la UPC el Ricoh Additive Manufacturing Centre, el primer al sud d’Europa, integrant-se a la Planta Pilot del CIM UPC l’equip S5500P, de darrera generació de fabricació additiva en tecnologia *Powder Bed Fusion*. En ser un medi intern, l’accessibilitat i rapidesa que suposava l’equip incorporat va facilitar que l’obtenció del prototip SLS fos encara més àgil i competitiva que els prototips fets en tecnologia FFF.

Si s’hagués disposat d’un medi d’impressió de cinc materials en FFF – en la línia d’algun dels conceptes que s’exploraran en el proper capítol 7 –, directament els filaments haguessin estat dels colors demanats. S’utilitzarien tres colors pels vasos, un altre pel tumor, i finalment es disposaria d’una bobina de PVA per materialitzar els imprescindibles suports per a una geometria tan complexa.

La urgència del cas no tolerava noves activitats de recerca i desenvolupament en equipaments i materials d’impressió 3D. Com s’ha dit, es va imprimir un prototip en SLS que va ser pintat manualment. En no haver la massa de fetge per agrupar tot, prèviament es va editar el fitxer STL del cas, a fi d’unir amb petites bigues els quatre subconjunts que formen el prototip (sistema porta, venes hepàtiques, artèria hepàtica i tumor) i que s’haguessin separat en netejar la pols sobrant en sortir de la impressora 3D, fent el prototip inútil en perdre’s la referència de posicionat relatiu entre tots ells. Aquesta tasca es va fer sota supervisió amb l’equip mèdic, a fi de no distorsionar la percepció correcta del prototip. A la Figura 158 es mostra el resultat. El punt clau al prototip, veure el posicionat de l’artèria respecte el tumor, era més que satisfactori.

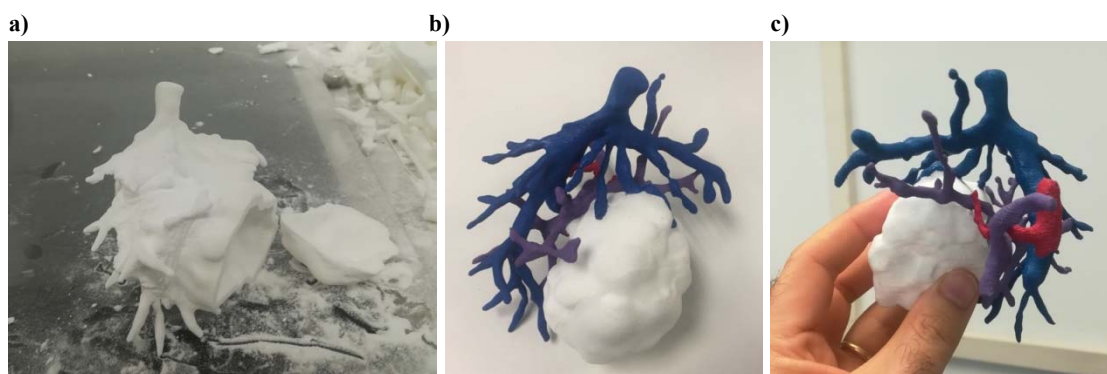


Figura 158. Prototip en SLS realitzat per l’equip RICOH S5500P. a) Prototip en curs de neteja. b) i c) Diferents visualitzacions del prototip ja pintat. Font: pròpia.

Un dels punts febles és però que la manca de la materialització del fetge impedia de veure els punts d’entrada a l’òrgan dels sistemes vasculars (hil hepàtic), una referència

molt útil per a l'equip mèdic. Malgrat la intervenció va ser realitzada amb èxit i que, per tant, el cas es va donar per acabat, es va continuar treballant amb l'objectiu d'aplicar el mètode d'emmotllat de silicona i analitzar el resultat. L'experiència acumulada en el procediment de closca-motlle, que s'exposarà a l'apartat 8.7, s'ha posat al servei d'aquest cas, tot i que amb algunes diferències respecte a la metodologia emprada. Una de les diferències més evidents, i que es pot apreciar a la Figura 159, és que el motlle té una configuració més clàssica, i per bé que està fet en tecnologia FFF, no té forma de closca sinó de motlle massiu doncs no cal destruir-lo després de la colada en haver previst un desemmotllament simple.

El procés s'inicià amb el disseny d'un motlle per a ser imprès en tecnologia FFF. Prèviament es va estudiar la zona de partició entre les cavitats, que calia ubicar als punts d'entrada dels sistemes vasculars al fetge, a fi de facilitar el posterior desemmotllament. Un cop aconseguit ubicar un pla que recorregués aquests punts i que no deixés zones del fetge sense sortida directa del motlle (van ser necessàries 3 cavitats), es van imprimir en filament d'ABS, preveient que posteriorment s'efectués un acabat amb vapor d'acetona a fi d'eliminar la rugositat superficial i aconseguir que la silicona quedés transparent. Això no va fer falta, doncs es va experimentar amb un vernís aplicat a pistola, que va proporcionar l'efecte de transparència buscat.

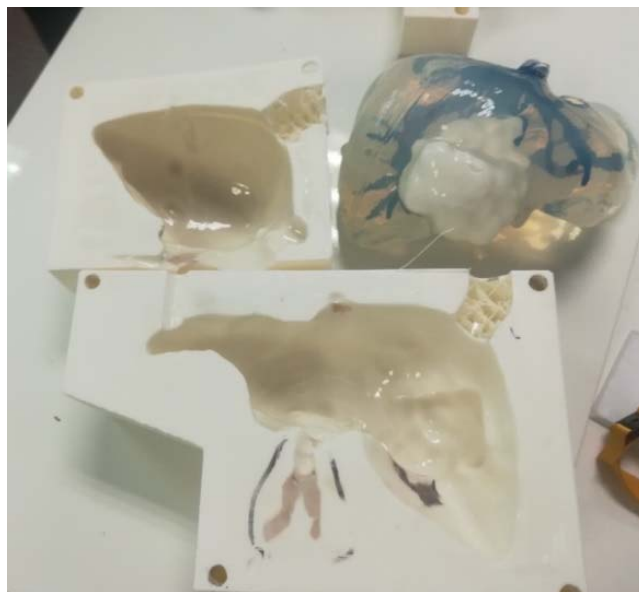


Figura 159. Motlle per a obtenir prototip de fetge en silicona transparent. Font: pròpia.

Un cop tot a punt, es va situar dins del motlle un altre prototip exactament fet i acabat com el que es va lliurar per preparar la intervenció, fet en SLS i pintat amb els colors sol·licitats. Es va procedir llavors a colar la silicona (prèviament desgasificada), i un cop curada es va extreure el prototip del motlle (veure la Figura 160). El tumor havia quedat encaixat correctament, i ara s'apreciava perfectament els punts d'entrada dels sistemes vasculars al fetge, i en especial es facilitava recórrer visualment l'artèria hepàtica des de la seva entrada fins a les zones en contacte amb el tumor.

Tesi Doctoral: Contribució a l'estudi de la impressió 3D per a la fabricació de models per facilitar l'assaig d'operacions quirúrgiques de tumors – Felip Fenollosa i Artés, 2019.



Figura 160. Motlle per a obtenir prototip de fetge en silicona transparent. Font: pròpia.

El prototip és, doncs, satisfactori per a la funció de visualització, però no per a la d'assaig de resecció del tumor. El problema, la dificultat de tall de la silicona que configura la massa del fetge que, per bé que sigui tova, no ho és prou per a considerar-se mimètica amb el fetge real. Per arribar al tumor, cal obrir-se camí entre el fetge. Certament, no es pot fer la resecció del tumor fet amb SLS, de forma que, si es vol dur a terme l'assaig de la intervenció, cal fer tan mimètic el material corresponent al fetge com el del tumor.

Com s'ha comentat, aquest darrer prototip era un complement a un cas ja tancat, però que va ser útil per definir una estratègia per a un futur cas similar on la prioritat sigui la visualització i un cost limitat més que l'assaig i el mimetisme de dureses de teixit. Tot i això, i assumint l'emmotllat com una eina més, la utilització d'hidrogels serà també considerada, buscant mantenir la transparència però ajudant a presentar un prototip més mimètic, quant a menor duresa respecte a la silicona.

La cirurgia es va abordar mitjançant una incisió de laparotomia transversa dreta. Un cop a l'interior de l'abdomen es va mobilitzar el fetge i es va realitzar la maniobra de Pringle per a control de tot l'hil hepàtic. En aquest punt es va identificar i tutoritzar l'arteria hepàtica abans de la seva bifurcació on estava en íntim contacte amb el tumor. Es va procedir a la resecció completa de la massa tumoral, deixant un romanent d'una àrea aproximada de 1 cm², corresponent a la zona recolzada sobre la bifurcació i sortida de la arteria hepàtica dreta, donat que la secció o dany en aquesta localització anatòmica hagués condicionat la necessitat d'un trasplantament hepàtic. Tota aquesta zona estava molt ben detallada als models impresos en 3D, advertint a la planificació quirúrgica d'aquest fet.

6.8 Cas no oncològic complementari

L'activitat de modelat de prototips per a ús mèdic ha anat més enllà dels prototips per a assaig quirúrgic vinculats a tumors, que han centrat els casos precedents. Per finalitzar, es detalla un dels casos que han suposat també un repte quant a tecnologies i materials, i que reflecteixen el potencial de fer accessible aquesta tecnologia als hospitals.

A la Figura 161, es mostren diversos prototips realitzats pel doctorand al CIM UPC per a un mateix cas orientat a trobar la millor adaptació possible d'una cànula de traqueotomia. Aquests prototips, corresponents a una mateixa geometria del cos humà (un tram de tràquea), s'han fet amb materials i tecnologies diferents:

- En tecnologia FFF usant material rígid PLA, presentat de forma seccionada.
- En tecnologia FFF usant material flexible (TPE).
- En estereolitografia (SLA), usant resina transparent.

Cadascuna d'aquestes peces aporta una part de la informació necessària a l'equip mèdic, i per tant convé entendre de que no s'està davant de la recerca d'una solució única universal sinó de veure com es pot donar un millor servei al món mèdic en el moment de planificar intervencions. I d'altra banda, cap d'elles és mimètica respecte al teixit traqueal. La materialitzada en TPE, donat el seu caràcter més tou, se li apropa més que les altres, però la utilitat de les peces no estava centrada en el seu mimetisme per a assaig, i per tant aquesta no era una qüestió rellevant.

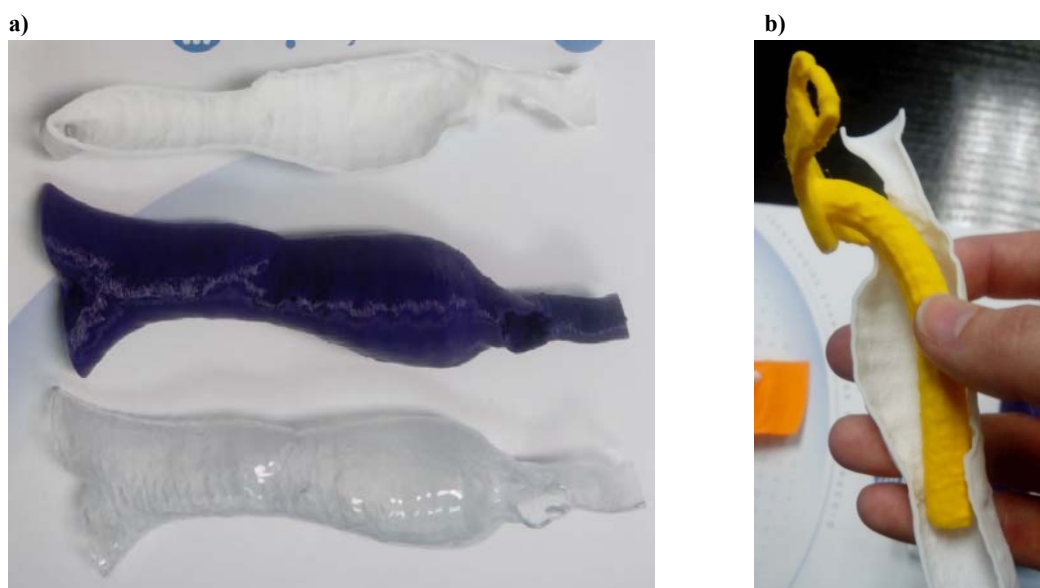


Figura 161. a) Prototips de tràquea en diferents tecnologies i materials. b) Estudi de l'adaptació de la cànula actual de la traqueotomia usant el prototip de mitja secció de la tràquea. Font: pròpia.

Gràcies a aquests prototips es va encarregar la fabricació d'una cànula adaptada a l'anatomia de la tràquea. El pacient, afectat de tetraplegia que l'obliga a respirar de

forma assistida, requeria una cànula perfectament adaptada a fi de no produir rebuf de l'aire insuflat però que no pressionés les primes parets de la tràquea del pacient. Una bona modelització de la nova cànula que evités la continuïtat d'utilització de la cànula estàndard que fins llavors utilitzava era l'objectiu fixat i aconseguit, i l'empresa nord-americana fabricant de les cànules va disposar dels prototips per guiar la fabricació de la nova cànula.

Aquest cas d'aplicació pretén transmetre l'amplitud d'aplicació del prototipatge a l'entorn mèdic més enllà de l'àmbit d'oncologia en el qual s'ha centrat aquest capítol i, en general, tota la tesi. També serveix per mostrar que l'aplicació de la Fabricació Additiva per a materialitzar prototips d'assaig està en els seus inicis, però que les eines actuals donen solucions tot i les seves limitacions. Indubtablement cal un progrés: si existís un sistema capacitat per processar materials més mimètics, sota les especificacions que es mostraran en el proper capítol 7, els prototips de l'exemple mostrat potser haguessin aportat informació de més qualitat als metges i fabricants.

6.9 Conclusions sobre les experiències

Tal com s'ha anat exposant, el denominador comú en tots els casos d'aplicació oncològica vas ser el paper clau dels prototips obtinguts per impressió 3D per a l'èxit de la intervenció quirúrgica, derivat d'una millora qualitativa de la planificació quirúrgica prèvia.

Certament, tots aquests casos eren realment crítics, fins al punt que algunes de les intervencions no es van dur a terme fins que no es va disposar dels prototips, sent potser el més representatiu d'aquesta situació el cas 2.

En una pauta comuna a tots ells, les intervencions es van dur a terme entre 1 i 7 dies després d'utilitzar els prototips a la reunió de planificació quirúrgica. A la intervenció, els prototips, depenent de si havien estat esterilitzats o no, van estar més o menys pròxims a l'equip mèdic per a la seva consulta. En general, i en la línia del que s'ha exposat a l'apartat 3.4, la situació era:

- Prototips en SLS: esterilitzables sense dificultats amb tots dos mètodes usats a HSJD: mètode físic per calor humida o vapor d'aigua en autoclau i mètode fisicoquímic per vapor de formaldehid.
- Prototips en FFF: esterilitzables amb alguna deformació només amb mètode fisicoquímic per vapor de formaldehid.
- Prototips en resines epoxi fotopolimeritzables: no esterilitzables.

Segons cada cas, els prototips doncs eren disposats en una taula auxiliar dins del quiròfan. En cas de no haver estat esterilitzats, s'advertia de la circumstància a l'equip mèdic i en cas de consulta – situació habitual en els casos seguits –, personal mèdic mostrava el prototip al cirurgià, evitant que aquest el toqués amb les mans.

Acabada la intervenció, es registraven els temps quirúrgics, el grau de resecció observat i les complicacions segons els paràmetres de classificació mèdica estandarditzats per aquests casos.

Un altre aspecte rellevant va ser l'ús dels prototips com a eina de comunicació amb les famílies. Dins del procediment habitual que inclou mostrar i explicar les imatges DICOM i el procediment quirúrgic, als pares dels nens se'ls va també mostrar, abans i després de la intervenció, els prototips impresos amb 3D, recolzant de manera física els medis de comunicació citats. La Figura 162 mostra una reunió de revisió del pacient amb la seva família mesos després de la intervenció. Tots ells, a les enquestes posteriors [307], afirmaven que la impressió 3D els havia ajudat a comprendre millor que la TC el tumor que tenia el seu fill, la intervenció que havia de realitzar-se, així com el risc de complicacions. També recomanaven l'ús d'aquesta tecnologia com a element d'ajuda a les explicacions per part dels metges.



Figura 162. Entrevista de seguiment post-intervenció corresponent al Cas 2. Font: [310].

D'una manera semblant a la funció de comunicació, els prototips van tenir i tenen una funció educativa dins de l'hospital entre el col·lectiu mèdic.

Com ja s'ha explicat a l'apartat 6.2, disposar del model CAD ja és un progrés rellevant per al personal mèdic. La comprensió respecte a imatges bidimensionals millora, però encara es guanya més un cop es té el prototip i es combina la vista amb el tacte. I en acabat, els prototips no sols són una eina per preparar la intervenció, sinó que tenen una funció educativa essencial per als futurs cirurgians, tal com es mostrava a l'apartat 3.1.

Precisament de [307], Tesi Doctoral del Dr. Lucas Krauel, es detallen seguidament les conclusions a les que arriba, referides al prototipatge per a assaig quirúrgic:

- La segmentació de les imatges de tumors abdominals complexos i de les seves relacions anatòmiques, necessària per a fer una reconstrucció tridimensional i una impressió 3D, és complexa i no automatitzable per el moment, però es poden realitzar manualment.
- Les impressions 3D realitzades en multimaterial amb el component tumoral de consistència tova permeten simular i assajar la dissecció quirúrgica. Les característiques físiques del material tou s'assemblen a la dels teixits humans. Les impressions 3D monomaterial ajuden a la planificació quirúrgica però no permeten la simulació.
- Examinar la impressió 3D d'un tumor abdominal complex millora la comprensió de la seva localització, relacions anatòmiques i aspectes relacionats amb la planificació quirúrgica a professionals de diferents especialitats mèdiques, així com també a estudiants de medicina i persones no formades en anatomia.
- Els prototips multimaterial per a assaig quirúrgic tenen actualment un cost elevat tant en hores de treball de pas del DICOM als fitxers STL com en materials i equipaments. És aplicable a tumors abdominals complexos on la visió de referències anatòmiques crítiques per transparència de la massa tumoral i la intervenció virtual simulant diverses opcions tenen transcendència immediata per al pacient. El cost de la impressió 3D monomaterial és molt més assequible, però la seva utilitat i el benefici per al pacient son més limitats.

Altres conclusions, més vinculades amb la present recerca, al voltant de les experiències mostrades són:

- Els prototips multimaterials que integren tumor en material tou i referències anatòmiques en material rígid han d'evolucionar més, però el seu nivell bàsic actual ha permès procedir a un assaig quirúrgic previ a la intervenció com mai s'havia fet. Com s'ha dit, la consistència del material tumoral va permetre dissecar-lo amb instruments quirúrgics regulars, tallar-lo i eliminar-lo d'òrgans i vasos, practicant diferents enfocaments quirúrgics i equilibrant riscos i beneficis. Donada doncs la seva funcionalitat, reduir el cost d'aquests prototips tindria un impacte directe en l'extensió de l'ús de prototips impresos en 3D a l'àmbit mèdic, saltant la limitació de ser aplicats només per a casos crítics.
- Els prototips monomaterials, o multimaterials realitzats amb tecnologia FFF, ja fossin de les referències anatòmiques sense el tumor, del tumor aïllat, o una combinació particular d'aquests, van resultar imprescindibles: la majoria dels neuroblastomes i sarcomes, com els dels casos estudiats, tenen una geometria única i extremadament complexa, que obliga a fer la seva resecció amb estratègies diferents a cada zona on es troba, sent essencials aquests prototips. La combinació de treball amb el model virtual CAD i l'execució d'aquests prototips complementaris al primer, a demanda de l'equip mèdic, conformen un potencial a l'abast del cirurgià que acaba permetent conèixer l'expectativa de màxima eliminació possible del tumor (GTR) abans d'iniciar l'operació.
- A part del cost, l'oportunitat de millora suggerida pels cirurgians es centra en el mimetisme respecte els teixits vius dels prototips utilitzats: els vasos i els òrgans tenien una consistència rígida i malgrat que les seves relacions anatòmiques amb el tumor eren molt precises, en el moment de la dissecció no es comportaven amb la mateixa viscoelasticitat que en la realitat ni amb la mateixa percepció al tall. En algun cas, aquesta falta de verisme podia haver comportat la decisió errònia de no executar una intervenció en estimar que el volum de resecció de tumor seria inferior al que a la realitat va ser possible. Per als cirurgians, el futur de la impressió 3D per a la planificació quirúrgica passa per investigar més en diferents materials que imitin el cos humà.
- Davant la novetat que suposa l'ús de prototips obtinguts per fabricació additiva a l'àmbit quirúrgic, la mentalitat dels metges és absolutament positiva, de forma que qualsevol prototip que es materialitzava, per senzill que fos, era considerat útil. En aquest sentit, la tendència al llarg del temps pel que fa als casos executats era anar integrant cada vegada més prototips en tecnologia FFF o SLS a fi de fer compatible una reducció radical de costos amb una millora de l'experiència de l'assaig quirúrgic. A l'extrem, en el darrer cas, s'ha exposat com ja es va prescindir del prototip realitzat en tecnologia industrial d'injecció de resina fotopolimeritzable, que en els altres quatre casos havia encapçalat l'assaig i era considerat estratègic. Hi ha doncs un camí per evitar que l'aplicació del prototipatge sigui excepcional, i la reducció de costos al 80-90%, que permet la tecnologia FFF basada en codi obert, pot afrontar aquest repte, complementada amb altres tecnologies industrials (SLS, injecció de fotopolímer...) que també tenen el seu lloc.

Cal destacar que, per al progrés en aquest àmbit punter on la tecnologia i la medicina conflueixen, ha estat i és imprescindible la vocació “enginyeril” dels metges – a la Figura 156 apareixia el Dr. Krauel a les dependències del CIM UPC – com la vocació “mèdica” dels enginyers, on és comú que aquests estiguin presents al quiròfan a fi de comprovar com els prototips són utilitzats, com concorden o no amb la realitat, i quines oportunitats hi ha per a millorar una futura experiència. La Figura 163 recull justament al doctorand present en una de les intervencions corresponent a un dels casos exposats.



Figura 163. Intervenció quirúrgica per a resecció de neuroblastoma a HSJD. Font: pròpia.

Tesi Doctoral

CONTRIBUCIÓ A L'ESTUDI DE LA IMPRESSIÓ 3D PER A LA FABRICACIÓ DE MODELS PER FACILITAR L'ASSAIG D'OPERACIONS QUIRÚRGIQUES DE TUMORS.

BLOC 3. Exploració de línies tecnològiques per a impressió 3D multimaterial

Felip Fenollosa i Artés

7 Conceptes i desenvolupament primari de sistemes d'impressió 3D multimaterials.

Els capítols anteriors són la base per a l'exploració de noves línies de fabricació additiva orientades a l'obtenció de prototips multimaterials per a assaig quirúrgic de tumors.

Els mecanismes d'impressió 3D que s'exposaran estan guiats pels següents paradigmes:

- Facilitat d'accés a la tecnologia que reflecteix el potencial de la impressió 3D de codi obert.
- Contenció en els costos de la tecnologia per a facilitar l'extensió de l'ús del prototipatge a l'entorn mèdic.
- Acompliment dels requeriments i expectatives que s'han posat de relleu quant a mimetisme amb teixits vius (capítol 3), tot tenint presents les observacions sobre la tecnologia FFF de filaments (capítol 4) i de l'aplicació de líquids en fabricació additiva (capítol 5).

La principal conclusió d'interès del capítol dedicat a la mimetització de teixit viu és que un bon prototip pot requerir materials de característiques físiques molt diferents. Llavors, si l'objectiu fos desenvolupar una impressora 3D orientada a, per exemple, obtenir un gran rang de dureses, la recerca reflectida en els capítols 4 i 5 indica que molt probablement s'aconseguiria combinant diferents tecnologies.

Així, en el capítol 4, dedicat a la tecnologia FFF, ha quedat palès que és possible disposar de tecnologia multimaterial que farà complir una bona part dels requeriments demanats (esterilització posterior, multicolor...), però en el capítol 5, dedicat a la impressió 3D de líquids, s'ha vist com aquests són el mitjà clau per assolir els baixos valors de consistència dels teixits tous, fent més viable la consecució del mimetisme del prototip respecte al teixit viu i millorant la qualitat de l'assaig.

L'activitat de recerca que es mostra en el present capítol representa una aproximació a diferents oportunitats detectades, sempre sota el prisma d'aconseguir prototips multimaterials amb mitjans tecnològics quina accessibilitat faciliti la seva expansió com a eina de treball normal en l'àmbit de l'assaig quirúrgic.

En primer lloc es contraposa les necessitats de mimetització (una llista prou ample de diferents teixits vius caracteritzats al final del capítol 3, susceptibles de formar part d'un prototips d'assaig quirúrgic) amb els materials industrials disponibles, que han estat presentats als capítols 4 i 5, i utilitzats alguns d'ells en casos del capítol 6. D'aquesta contrastació, basada en alguna de les característiques físiques rellevants que es conegui d'uns i altres es deriva l'objectiu que ha de tenir la recerca a efectuar: els conceptes de sistemes d'impressió 3D multimaterial que es proposin haurien de poder processar els materials citats, facilitant l'obtenció de prototips d'assaig quirúrgic mimètics respecte els teixits vius, tot satisfent les necessitats dels cirurgians.

Un cop fet aquest aparellament entre teixits i materials, es duu a terme un recull de tots els elements a tenir en compte (ja siguin requeriments, observacions dels cirurgians, detalls rellevants de l'estat de l'art actual...) que han anat apareixent al llarg dels capítols precedents. La capacitat de processar els materials abans indicats, i el llistat d'aspectes a tenir en compte conformen la base per plantejar conceptes d'impressió 3D multimaterial que facin avançar l'estat de l'art en impressió 3D de sobretaula. I si bé l'objectiu es limita a l'obtenció de models que facilitin l'assaig d'operacions quirúrgiques de tumor, els conceptes que es plantegen abastaran molts altres camps de treball.

El pas següent ha estat determinar els conceptes considerats de major interès, i dur a terme un procés de treball que, sota la direcció del doctorand i amb el suport de recursos del CIM UPC, assolís prou amplitud i profunditat. Per a això, es va incorporar suport mitjançant l'execució de treballs acadèmics (projectes finals d'estudis de carrera, de grau, de màster...) a fi que, d'una bona part dels conceptes, es materialitzessin prototips experimentals sobre els quals executar proves. Quant a medis materials d'impressió 3D sobre els quals fer evolucionar els conceptes, es va disposar dels medis i coneixement de la línia d'activitat en fabricació additiva del CIM UPC, tant pel que fa a tecnologies FFF (projecte BCN3D Technologies) com a d'altres de caràcter industrial a través de l'experiència i suport del personal tècnic de la Planta Pilot, i que en part ja s'ha mostrat a través dels casos executats per a HSJD vistos al capítol 6.

Gràcies a aquesta extensió de la recerca més enllà de les capacitats temporals i de recursos limitats del doctorand, s'ha inclòs el treball sobre aspectes teòrics, sovint menystinguts a l'entorn dels desenvolupaments de codi lliure. També ha resultat imprescindible el disseny i implementació de solucions vinculades a mecanismes especials d'extrusió i a programari i electrònica, i és que les impressores 3D de codi lliure, punt de partida de la present recerca, pràcticament encara treballen amb un sol material tal i com s'ha mostrat al capítol 4.

Aquesta exploració diversificada permet ressaltar que no té per què existir una sola tecnologia ideal: un dels aprenentatges paral·lels fets amb els equips mèdics és que per al desenvolupament d'un cas, a cops han estat útils diversos prototips, fets potser amb diferents mitjans tecnològics i complementant-se. És moment de dir que, per davant del mimetisme del prototip respecte del teixit viu, està la funció assignada al prototip per part del cirurgià que l'ha d'utilitzar. Com a exemple reiterat, un prototip transparent no és mimètic però pot resultar molt útil.

En resum, el present capítol es desglossa en els següents apartats:

- Requeriments de materials, derivats de la seva correspondència amb teixits vius.
- Especificacions complementàries per a impressió multimaterial de prototips d'assaig quirúrgic.
- Conceptes d'impressió multimaterial: procés de treball.
- Exploració inicial dels conceptes.

- Desenvolupament dels conceptes.

El treball aprofundit en la materialització de prototips experimentals s'exposa al següent capítol: la descripció de l'activitat duta a terme, recolzada en l'execució de projectes finals d'estudis, el fan dels més extensos de la present tesi.

7.1 Els teixits vius i els materials industrials per a mimetitzar-los

A partir de l'anàlisi realitzat quant a materials i processos al llarg dels capítols 3, 4 i 5, s'ha dut a terme una recopilació dels materials industrials que presenten característiques d'interès per a materialitzar prototips d'assaig quirúrgic. Aquests materials, processats per un sistema d'impressió 3D, donarien lloc a prototips amb un millor mimetisme respecte els teixits vius, situació que no està permetent l'actual estat de l'art. Aquestes característiques per a una millor mimetització es detallaven al llarg del capítol 3, i el seu acompliment pot canviar totalment l'experiència actual de preparació quirúrgica en operacions crítiques, que entre d'altres avantatges suposaria augmentant les probabilitats d'èxit de la intervenció. Molts d'aquests materials ja s'utilitzen per a aplicacions biomèdiques, i els progressos fets en biomimetització de cara a la integració en el cos humà [311] resulten ara d'interès per a l'objectiu de fer prototips el més similars possibles als teixits vius.

Aquests materials industrials tenen com a denominador comú el seu format en forma de filament (per ser processats amb tecnologies FFF) o de líquids solidificables a la sortida d'un sistema de dispensació que hauria de ser relativament simple, per a ser disposat en lloc d'un capçal de fusió de filament. En resum, la recerca s'orienta a sistemes de fabricació additiva multimaterials més propers a impressores 3D de sobretaula que a equips industrials propis de laboratoris o plantes industrials. També s'inclou l'ús de materials que calgui aplicar posteriorment a la impressió 3D (recobriments de peces impreses en 3D) o que precisin d'utilitatges fets en 3D (colades en motlles fets per impressió 3D).

Tot i això, ja s'ha posat de relleu que no és evident que els materials actuals puguin ser utilitzats en processos de fabricació additiva: per bé que les característiques de comportament un cop processats siguin les buscades, és un fet que una part d'ells (sobretot els líquids) actualment no estan pensats per ser usats en processos de fabricació additiva. La present recerca descriurà, mitjançant experimentació, aquestes dificultats, explorarà possibles solucions, i deixarà oberts camins per a noves línies de recerca per desenvolupar nous materials.

El resum de materials industrials d'interès és:

- Filaments termoplàstics per a FFF: rígids, flexibles, solubles, amb additius, esterilitzables.
- Silicones catalitzables amb UV: de baixa consistència, transparents, rígides, esterilitzables.
- Hidrogels: de baixa consistència, arribant als valors més habituals en el cos humà per a òrgans tous.
- Cianocrilats: per protegir estructures d'hidrogels i mimetitzar membranes.

- Poliuretans: en format de filament termoplàstic, de resina fotopolimeritzable i en pols termoplàstica.
- Altres termoplàstics (PA, PP) en format de pols per a tecnologia SLS.

Entrant en més detall sobre cadascun d'aquests materials, i ja associant-los als teixits que s'espera mimetitzar:

- Filaments termoplàstics rígids (tecnologia FFF):
 - Per modelar ossos o referències anatòmiques més o menys rígides, o toves sense que calgui reproduir-les com a toves a criteri del cirurgià: PLA pur, o PLA amb càrrega (ceràmica, fusta,...), així com filaments capaços de resistir temperatures de processos d'esterilització (estudi actual HSJD).
 - Per fer motlles on colar materials tous i/o que embeuen altres elements: PLA amb posterior envernissat per millorar acabat (facilitar possible necessitat de transparència i eliminar acabat rugós de procés FFF).
- Filaments termoplàstics flexibles (tecnologia FFF):
 - Òrgans a reproduir com a referències anatòmiques amb una certa elasticitat
 - Vasos sanguinis i nervis, en forma tubular (buits) a ser possible.
 - Tendons, cartillags... malgrat difícilment es podrà reproduir la seva estructura fibrada a menys que el modelat CAD i la disposició a la plataforma (construcció en el pla horitzontal) ho faciliti.
- Filaments especials basats en PVA i altres solubles (tecnologia FFF):
 - PVA (o HIPS,...) per constituir zones de farciment mitjançant estructures reticulades a l'interior d'elements anatòmics discrets (tumors, vasos, ronyons, ...), útils a més com a suports en el procés d'impressió 3D.
 - Filaments especials basats en mescles que incorporen PVA (o HIPS...), i que pot ser eliminat amb posterioritat, permetent la creació d'estructures poroses de baixa consistència.
- Silicona de baixa duresa, catalitzable amb UV:
 - Silicona transparent o opaca, acolorida o no... el més tova possible, per materialitzar òrgans dins dels quals cal visualitzar referències anatòmiques d'interès, fets amb altres materials o també amb silicones: vasos i nervis, tumors... Es té present però que difícilment satisfarà les necessitats del cirurgià quant a reproduir l'experiència de tall amb bisturí, de separació de masses per a l'extracció de tumors. Això és degut a que no és suficientment tova com per arribar als valors típics d'òrgans tous, i també al seu comportament davant del tall, que és diferent del que experimenta el cirurgià amb un teixit tou real: és un tall més difícil, que requereix més esforç, sense provocar separació posterior entre parts tallades.
 - Silicona per a mimetitzar elements elàstics tubulars: vasos sanguinis, nervis...

- Silicona rígida, per materialitzar referències anatòmiques, resistent a processos tèrmics d'esterilització, substituïnt a filaments en processos FFF amb baixa T_g .
- Silicona (encara que sigui catalitzable amb medis diferents als UV) per a colades en motlle en determinades aplicacions, així com per recobrir manualment elements modelats amb hidrogels, a fi de reproduir membranes que donin verisme al tall amb bisturí, a la vegada que estanquitzen l'hidrogel, alentint l'assecat i la degradació.
- Hidrogels:
 - Hidrogels de baixa i molt baixa consistència, tant per ser utilitzats de forma emmotllada com per processos d'impressió 3D amb catalitzadors UV. Valors de duresa equivalents als dels òrgans més tous del cos humà.
 - Hidrogels amb catalitzadors UV + Filament PVA, per facilitar el procés d'impressió 3D del hidrogel, evitant el seu col·lapse i facilitant la dissolució posterior del PVA. Procés no conegut ni referenciat.
 - Hidrogels amb catalitzadors UV usats en processos de tipus Polyjet. Només es tenen referències de recerca en multinacionals del sector de la impressió 3D. El seu cost s'estima serà car, si és que s'aconsegueix fer el procés viable.
- Poliuretans:
 - PU termostables, en forma de resina per ser fotopolimeritzats. La forma d'aplicar-lo seria per colada en motlle o deposició/injecció en impressió 3D.
 - Termoplàstics PU (TPU): en format de filament (FFF, ja considerat a l'apartat de filaments flexible). Una descripció de les característiques del material base emprat es pot trobar en la informació que facilita un dels grans fabricants, BASF, en la descripció del seu producte Ellastollan® [312]. La seva aplicació seria doncs la descrita per a filaments flexibles.

Feta aquesta enumeració de materials i d'oportunitats on aplicar-los, es recuperen les conclusions que s'oferien a l'apartat 3.3.8, on es detallaven valors de paràmetres físics per a una gamma representativa de teixits vius, i es comparen als valors de duresa que descriuen els fabricants de materials industrials (detallat als capítols 4 i 5). Una major recerca en materials, començant per l'estudi dels existents, permetria reforçar aquest criteri incorporant més dades com el límit elàstic de materials industrials, però observant per exemple la Taula 18 de l'apartat 4.2.5, es constata com aquest valor no el proporcionen els fabricants, i només alguns d'ells informen sobre el percentatge d'allargament a la ruptura o la resistència a tracció.

També es va exposar al capítol 3 que, una extensió en curs de la present recerca complementarà amb noves dades la descripció de teixits vius i materials. Concretament, es tracta de dades referides a la caracterització viscoelàstica de teixits vius i materials mitjançant assaigs DMA, aportant, entre d'altres, els valors del mòdul d'emmagatzematge (E') i mòdul de dissipació (E'').

Primerament, doncs, es recuperen els valors per a la duresa en escala Shore de teixits tous que oferia la Taula 16, i s'afegeixen els valors de mòduls elàstics a tracció trobats per a vasos sanguinis i nervis. També, encara s'aparti de l'interès que representen els teixits tous, s'inclou l'os cortical, al qual es pot atribuir un Mòdul de Young de 14 GPa, [313] i la duresa indicada a l'apartat 3.3.6.

Llavors, per a cadascun d'ells s'associen els materials industrials amb les dades de duresa trobades de fabricants que més se'ls hi aproximïn, tenint present que són dades considerant que es mesura una peça massissa del material: la Figura 92 mostrava com la lectura de la duresa variava segons l'emplenament (*infill*) amb que s'imprimís una peça.

En les dades que segueixen, es cita primer el valor de duresa en escala Shore de l'òrgan a mimetitzar (altrament s'especifica l'escala o paràmetre usat amb les unitats corresponents al seu valor), i seguidament es detallen les diverses alternatives de materials disponibles, novament especificant el valor de la duresa en escala Shore.

- Pulmó: duresa estimada 40 000 – 10 00
- Hidrogels: tal com s'ha pogut constatar a l'apartat 5.1.5, no es troben dades de dureses d'hidrogels en escala Shore, tot i que a la pràctica es situen a l'escala Shore 000 i 00, i per tant reproduïxen la consistència dels teixits vius més tous (veure apartat 3.1.3).
- Silicona Ecoflex Gel, 35 000
- Fetge normal: duresa estimada 52 000 – 25 00 (mostra de fetge de vedella mesurada, 15 00)
 - Hidrogels
 - Silicona Ecoflex Gel, 35 000
- Pit teixit adipós: duresa estimada 54 000 – 35 00
 - Hidrogels
 - Silicona Ecoflex OO-35, 35 00
- Ronyó: duresa estimada 56 000 – 40 00 (mostra de ronyó de xai mesurada, 25 00)
 - Hidrogels
 - Silicona Dragon Skin Fx-Pro, 40 00 - 2 A
- Pàncrees: duresa estimada 58 000 – 45 00
 - Hidrogels
 - Dragon Skin Fx-Pro, 40 00 - 2 A
- Pit teixit fibroglandular: duresa estimada 56 00 – 10 A
 - Hidrogels
 - Dragon Skin 10 VeryFast, 10 A

- Glàndula Paròtide: duresa estimada 60 OO – 13 A
 - Hidrogels
 - Dragon Skin 10 VeryFast, 10 A
- Cervell matèria blanca: duresa estimada 70 OO – 20 A
 - Hidrogels
 - Silicona ResilpomF, 20 A
- Pit tumor: duresa estimada 30 O – 22 A
 - Hidrogels
 - Silicona ResilpomF, 20 A
 - Silicona PlatSil Gel, 25 A
- Múscul: duresa estimada 35 O – 25 A
 - Hidrogels
 - Silicona PlatSil Gel, 25 A
 - Poliuretà Urelast 30, 30A
 - Filament Lay-fomm 40, 40 A
- Tendó (no es disposa de valors de duresa, s'estima intermedi entre múscul i cartílag):
 - Filament Filaflex, 82 A
 - Filament TPE, 90 A
- Cartílag: duresa estimada 60 A
 - Poliuretà Urelast 60, 60A
 - Poliuretà UPX 8400, 30 a 95 A
 - Filament Lay-fomm 60, 60 A
- Os compacte: duresa estimada 30 Brinell - 80 Rockwell M; mòdul elàstic estimat $E=14$ GPa.
 - PLA, 80 Rockwell R i ABS, 108 Rockwell R, amb valors llunyans als de l'os però indiferent per al cirurgià que assaja resecció de tumor.
 - Filaments especials basats en PLA (70%) amb addició de materials d'elevada duresa (30%) com bronze, acer, ceràmica... quin interès ha de ser avaluat per cirurgians traumatòlegs.
- Vasos sanguinis: mòdul elàstic estimat $E=3,5$ MPa.
 - Hidrogels, silicones, filaments flexibles
- Nervis: mòdul elàstic estimat $E=7,5$ MPa.
 - Hidrogels, silicones, filaments flexibles

Aquest aparellament representa el primer pas en el progrés per a determinar materials mimètics amb els teixits vius per a ser utilitzats en impressió 3D. Per bé que limitat a una sola característica, obre el camí per iniciar, com s'indicava al final del capítol 3, una recerca específica que permeti fer una associació molt més completa entre teixits vius i materials industrials.

El progrés de la tecnologia de fabricació additiva, que posa a l'abast del cirurgià la materialització de qualsevol referència anatòmica en format digital, fa imprescindible la creació d'una base de dades de teixits amb les seves característiques tècniques més rellevants per a una bona mimetització, a fi d'associar-los a un catàleg de materials industrials que es puguin processar mitjançant impressió 3D.

Es progressa a partir d'aquest punt per avançar en la conceptualització de sistemes d'impressió 3D multimaterial de sobretaula en els que es puguin aplicar els materials seleccionats o similars.

7.2 Especificacions complementàries per a la impressió 3D multimaterial

S'exposen seguidament les especificacions que hauria de seguir la projecció d'un sistema de sobretaula multimaterial de Fabricació Additiva. S'han agrupat en tres conceptes principals: maquinari i procés, programari, i vinculades als materials. Donat que aquest apartat no deixa de ser una recopilació de conceptes que de forma directa o indirecta han anat apareixent en anteriors punts, la presentació d'aquestes especificacions es fa de forma directa i abreujada.

7.2.1 Especificacions de maquinari i el procés

Les especificacions referides a l'equip d'impressió 3D multimaterial i a la forma de treballar inclouen des de la mida del prototip a fabricar, a les prevencions sobre fenòmens associats al procés i que poden malmetre la qualitat del prototip. Algunes d'elles consideren més d'un aspecte d'interès, i en resum recullen el coneixement que es té sobre la impressió 3D de sobretaula, els problemes relacionats i el que s'espera d'un equip que treballi de forma eficaç. Val a dir que, per cada paràmetre, es desitjaria abandonar el llenguatge qualitatiu, i expressar una magnitud física que suposi un valor objectiu a assolir, o una condició Si/No sobre un mode de funcionament: això només ha estat possible parcialment, i inclús alguna d'aquestes determinacions seran considerades discutibles. Per exemple, s'ha fixat un volum d'impressió, però no és justificable que, si fos més petit, l'equip resultés invàlid.

A partir d'aquestes consideracions prèvies, s'exposen els següents paràmetres:

- Característiques del procés de fabricació equivalents als de la tecnologia FFF: gruix de capa, velocitat de treball, rang de temperatures d'extrusió de filament, bona adherència entre capes a fi d'evitar una excessiva anisotropia que condicioni la funcionalitat del model...
- Volum de treball no inferior al de les impressores habituals de sobretaula. Com a referència, es pren el de la Sigma de BCN3D, a la banda alta dels volums disponibles: 270x210x210 mm³.
- Possibilitat de tancament del volum de treball per facilitar el control de la temperatura ambient, evitant l'aparició de l'efecte *warping* (aixecament de les capes inicials).
- En l'eventual utilització de diversos capçals de deposició, evitar l'aparició de l'efecte *oozing*. Obliga a un molt bon control de la deposició en el cas de mecanismes multibroquets en un sol capçal, o a optar directament per solucions de capçals independents.

- Fiabilitat dels sistemes d'extrusió de filament, per evitar els problemes associats a l'alimentació de filaments flexibles i tous. En aquest sentit, l'ús de sistemes de tipus *Bowden* ha de contemplar aquest requeriment.
- Cost d'operació limitat, equivalent al d'una impressora de sobretaula. Ha de permetre l'ús de materials no propietaris, evitant els costos monopolístics associats a les màquines industrials d'impressió 3D. També ha d'evitar medis tecnològics que elevin el cost, com ara làsers industrials o sistemes d'inertització (nitrogen, argó...) de la cambra de treball.
- Capacitat de l'equipament de generar negatius de les formes que es prototipen. És a dir, ha de permetre fabricar motlles basats en la informació DICOM, per si cal complementar els prototips amb formes emmotllades: aquest aspecte, vist en aplicacions actuals, és de gran interès si cal formar zones de molt baixa consistència que difícilment s'obtidrien per apilament de capes degut al seu autocol·lapse.
- Operativa de treball segur a efectes de normativa de seguretat de màquines, atenent a les exigències respecte a salut laboral o d'utilització posterior dels models. Com a exemples, el possible ús de poliuretans ha de contemplar la protecció respecte a components orgànics volàtils perjudicials per a la salut, o el possible ús d'hidrogels ha d'evitar la posterior proliferació de bacteries i fongs.

7.2.2 Especificacions del programari

Sovint s'oblida que el factor diferencial en els equips de producció és tota la part referida al programari que gestiona els fitxers que processarà, així com la gestió del mateix procés. Un mateix equip d'impressió 3D pot proporcionar resultats absolutament diferents segons les característiques d'aquest programari. Les especificacions que segueixen abasten des de peticions comuns ja integrades a la majoria d'equips d'impressió 3D de sobretaula (per exemple el control del grau d'emplenament intern de la peça) a d'altres que tot just comencen a ser integrades en costosos equips industrials (control d'impressió 3D a nivell de vòxel). En aquest sentit, el present llistat no diferencia entre el que serà integrat gairebé per defecte i el que, hores d'ara, encara és objecte de recerca acadèmica i industrial.

Els paràmetres referents a programari són els següents:

- Programari de processat dels fitxers dels models amb opcions equivalents als de la tecnologia FFF: edició de paràmetres bàsics com el grau de *infill*, la temperatura de capçals, velocitat de moviment en el pla, estratègia de les trajectòries... Val a dir que la recerca sobre un programari adaptat a les necessitats de models d'assaig quirúrgic pot ser tan intensa com la que en aquesta tesi es planteja, més centrada en el maquinari, tot i que al final es tracti de dues coses indestruïbles l'una de l'altra. Sí que és cert que, a partir del treball amb maquinari que ofereixi noves possibilitats,

serà normal que sorgeixin necessitats de modes de treball que hauran de ser resoltes mitjançant programari.

- Flexibilitat per adaptar el sistema a unes condicions on es pugui prioritzar una major qualitat o una major velocitat de construcció, mitjançant el canvi de gruix de sortida de material que permeti fer capes més primes (major qualitat, menor velocitat) o més gruixudes (menor qualitat, major velocitat).
- Capacitat per gestionar models basats en múltiples fitxers STL, així com altres formats més actuals com el 3MF, AMF, cada cop més aplicats. En els prototips, les zones modelades com a una sola entitat STL seran materialitzades amb un sol material diferenciat dels altres: la multimaterialitat s'enfoca a combinar en un prototip tants materials com fitxers STL diferents integrin el model. Aquesta és una capacitat molt poc aplicada encara a l'àmbit d'impressió 3D de sobretaula i que és imprescindible per a prototips d'assaig quirúrgic.
- En el futur, preveure la gestió de models basats en vòxels, a fi de, per exemple, reproduir òrgans amb zones de duresa diferents, basats per exemple en la informació que donarien DICOMs procedents d'elastografies per RME (veure l'apartat 3.3.4). Actualment, només impressores industrials de darrera generació comencen a treballar amb vòxels, usant a més programari propietari: es tracta doncs d'un requeriment que justificaria per sí sol una nova línia de recerca per portar aquesta capacitat a les impressores de sobretaula.

7.2.3 Especificacions vinculades a materials a processar

A la intersecció entre materials determinats al primer apartat del present capítol, i les especificacions per a un equip d'impressió 3D, es troben aquelles observacions que facilitin que aquests materials siguin processats i la multimaterialitat esdevingui possible. Es tracta possiblement de l'apartat on s'identifica millor la novetat d'aportar un pas endavant respecte l'estat de l'art actual, i on el seu grau de consecució determinarà la major o menor utilitat per als cirurgians que utilitzaran els prototips que s'obtinguin de l'equipament.

Els requeriments són doncs els següents:

- Inclusió de medis que permetin la materialització de geometria “impossible”, característica pròpia dels processos d'impressió 3D i imprescindible en tractar de referències anatòmiques, amb tumors embolicant vasos sanguinis en disposicions geomètriques que només la Fabricació Additiva per capes pot materialitzar. A la pràctica, en tecnologia FFF, això implica la capacitat d'utilitzar filaments que facin de material de suport d'estructures amb voladissos inferiors a 45°, i que després puguin ser fàcilment eliminats. Els habituals ja citats són el PVA i el HIPS.

- Possibilitat de dur a terme tractaments posteriors d'acabats, com ara aplicació de vernissos per a l'allisat de superfícies, el pintat per funcionalitzar superfícies, etc.
- L'apartat 3.4, dedicat a l'esterilització dels models d'assaig quirúrgic, enumerava també altres factors d'interès en els prototips que afecten més als materials que no pas al medi d'impressió 3D sobre els quals es plantegen les següents especificacions: disposar de les fitxes de dades de seguretat dels materials que es processaran, estabilitat al llarg del temps dels models, comportament al contacte amb material mèdic també mimètic respecte als teixits vius, (velocitat de degradació per factors endògens o exògens), resistència a processos d'esterilització hospitalària, reciclabilitat... Tots aquests requeriments s'allunyen de l'abast de la present recerca, que no busca desenvolupar nous materials sinó fer fabricació additiva amb materials que es puguin considerar mimètics respecte als teixits vius. Evidentment, el model quirúrgic perdrà “valor” si no compleix amb aquests requeriments, com ara resistir processos d'esterilització. El no compliment d'algun d'ells en benefici del mimetisme no té per què resultar crític. Un exemple és l'ús d'hidrogels, quina degradació per deshidratació representa un handicap: caldrà preveure que la seva utilització en un assaig no es retarda gaire un cop fabricat, i assumir que es tracta d'un “consumible” a llençar després de l'assaig.
- Tot i l'observació feta, s'ha realitzat proves d'esterilització amb provetes impreses en 3D usant diversos filaments. S'ha verificat que alguns d'ells resisteixen l'esforç tèrmic sense deformació que impliquen alguns dels medis habituals que es troben als hospitals per a l'esterilització d'instrumental quirúrgic. Les recomanacions són llavors les següents:
 - Esterilització amb vapor de formaldehid: els filaments dels que s'ha verificat la resistència són el HT, PLA HT, Filaflex, TPU, diversos tipus de ABS, i el PA (Nylon).
 - Esterilització en cicle d'autoclau fins a 121°C: el resisteixen el PLA HT, TPU, ABS1, així com plàstics d'alt punt de fusió (PPSF, ULTEM, PEEK).
 - Esterilització en cicle d'autoclau fins a 134°C: només el resisteixen el ABS Medical Smartfil i el ja anteriorment citats d'alt punt de fusió.
- Capacitat de proporcionar models multicolors, ja sigui per aportació de materials de diferents colors sense barrejar, o per barreja de colors fonamentals. Ha d'incorporar els habituals del cos humà. També ha de facilitar la possibilitat de transparència en diversos graus, des d'opac a totalment transparent.
- Capacitat de proporcionar models de consistència diferent, alineats per a cada cas amb el rang de dureses que tingui el prototip a mimetitzar, i preveient que el rang pot cobrir valors tan distants com el corresponents als pulmons i als ossos.
- Possibilitat d'introduir amb posterioritat líquids a l'interior d'elements, com ara sang falsa a l'interior de tubs que reproduïen vasos sanguinis.

- Possibilitat de generar prototips transparents amb grau de duresa variable: des de rígid a tan tou com una víscera.
- Temps mitjà d'impressió d'un model no inferior als temps estàndard de producció de les impressores FFF de sobretaula, per bé que s'accepta que no sigui superior atenent al possible alentiment que impliqui la gestió de múltiples materials.
- El prototip generat pel sistema multimaterial ha de satisfer els requeriments determinats a l'apartat 3.1.2, referits als models d'entrenament quirúrgic, que tot i suposar un àmbit de treball diferent als models d'assaig quirúrgic, comparteixen la mateixa base quant a verisme buscat. Sintèticament aquests requeriments són:
 - Mimetització que abasti una part significativa dels teixits vius.
 - Realisme en la interacció entre instrumental quirúrgic i models. La més important és la de tall de zones toves, tant les que s'obren camí cap a un tumor, com la del mateix tumor. En segon lloc hi ha la percepció en el procés d'aïllar i apartar vasos sanguinis: es demana reproduir-los amb un grau d'elasticitat que permeti procedir a apartar-los, en el model d'assaig, de la zona de treball de resecció del tumor simulat, de la mateixa forma que es fa en una intervenció real (veure l'apartat 3.3.5).
 - Incorporació de fluids que aportin verisme, encara que sigui posteriorment de formes manual, fora de l'equip d'impressió 3D.
 - Comportament dual en els teixits tous que es reproduueixin: els esforços locals han de permetre gran deformació amb poc esforç, mentre que esforços globals han de posar en joc un major nivell de resistència del teixit, amb menys deformació. En qualsevol cas, prioritzar el verisme en el treball local amb el prototip. Cal tenir present que, sense una caracterització dels materials que vagi més enllà de la duresa, no s'està en situació d'identificar l'acompliment d'aquest requeriment.

7.3 Conceptes d'impressió multimaterial

En els capítols 4 i 5 s'han mostrat nombroses realitzacions relacionades amb els elements que han de permetre plantejar l'obtenció de prototips multimaterials amb medis d'impressió 3D de sobretaula: impressores de diversos capçals, sistemes per fer deposició de líquids,... són el punt de partida per establir un procés de treball que explori els conceptes de major interès.

Aquest procés es concreta en els següents punts:

- Identificació dels conceptes de major interès i descripció bàsica de les barreres tecnològiques que superen, en contrast amb els casos mostrats als capítols anteriors.
- Desenvolupament dels conceptes en base a prototips, amb el suport de l'execució de treballs acadèmics. Els conceptes representen, en molts casos, problemes científics no abordats fins a la data present, i la seva plasmació inicial en forma de prototips és, a part d'un exercici acadèmic d'interès per als estudiants que s'han integrat al procés de treball, una forma de verificar les dificultats que es trobarien en el pas de la recerca a la realitat, donat que un dels objectius manifestats a la present tesi és provocar l'extensió d'aquesta tecnologia a l'àmbit hospitalari.
- Avaluació comparativa de l'exploració realitzada, descrivint de forma general la situació final dels conceptes recercats respecte a les especificacions fixades a l'apartat anterior.

Val a dir que la pretensió en aquest procés no ha estat anar més enllà dels prototips experimentals dels conceptes:

- En molts casos ja s'aprecien limitacions importants respecte al conjunt d'especificacions plantejades, de manera que continuar el treball no tindria sentit a menys que es replantegés de forma total.
- El propòsit no és industrialitzar una solució, sinó aportar coneixement sobre la Fabricació Additiva per a que eventualment altres projectes conjunts amb el medi hospitalari i industrial (com el ja citat Projecte QuirofAM) puguin aplicar aquest coneixement al desenvolupament d'una solució aplicable a l'entorn mèdic-industrial.

A nivell temporal aquest procés s'ha estès al llarg de cinc anys (des de 2014 fins a 2018), i ha tingut com a marc tres línies fonamentals de treball: les basades en filaments (inspirades en aplicacions mostrades al capítol 4), les basades en líquids (inspirades en el que s'ha mostrat al capítol 5), i finalment la que pot fer més fàcilment integrable la multimaterialitat, tot usant capçals independents o sistemes de canvi d'eina. La Figura 164 esquematitza els conceptes explorats:

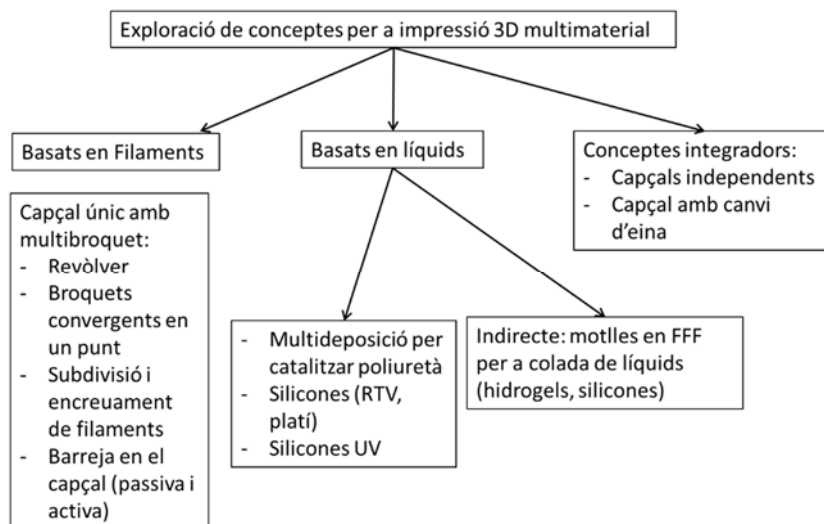


Figura 164. Esquema dels conceptes explorats per a la impressió 3D de prototips multimaterials mimètics amb els teixits vius. Font: pròpia.

En primer lloc es tenen les tecnologies d'impressió 3D en les quals el material es presenta en forma de filament. S'ha explorat quatre conceptes diferents, alguns inspirats en idees o desenvolupaments primaris mostrats al capítol 4. Aquests conceptes són els que s'estima facilitaràn una millor obtenció de prototips multimaterials, tot i que amb la limitació de no poder accedir a materials gaire tous, i per tant reduint l'abast d'una bona mimetització amb els teixits vius.

És per això que s'ha volgut explorar la dificultat d'imprimir amb líquids, reproduint en algun cas experiències ja trobades i mostrades en el capítol 5. Novament, s'ha fet recerca sobre quatre conceptes més, tots tenint com a base la deposició de líquids per a obtenir prototips de baixa consistència.

Amb el convenciment que una solució el més completa possible només pot sortir de l'ús de la combinació de materials tant en forma de filament com líquida, s'ha explorat l'extensió del concepte de capçals independents – actualment limitat a dos a l'estat de l'art – a un major nombre de capçals que fes viable la utilització en una mateixa impressora 3D de capçals diferenciats per a la deposició de filaments o líquids catalitzables. Això no vol dir que algun dels quatre conceptes, dels presentats en primer lloc, no fos apte per a aquest propòsit i, en aquest sentit, es farà una avaluació al respecte. Sí que és cert, però, que mitjançant capçals independents (ja sigui amb la mobilització independent de tots ells o amb l'aplicació de sistemes de canvi de capçal com els emprats en maquinària de control numèric), els graus de llibertat per a aconseguir un prototip multimaterial basat en filaments plàstics i líquids pot fer que els objectius fixats estiguin més a l'abast.

El plantejament del present capítol 7 i del 8 ha consistit en una divisió per apartats en la qual, en paral·lel, es mostra el cicle de progrés de totes les línies, amb l'excepció de la

darrera d'elles que, donat el seu caràcter conceptual i integrador, s'exposa separatament al capítol 9.

L'estructuració de l'actual capítol 7 queda llavors de la següent forma: en el primer apartat s'exposen de forma bàsica un total de 8 conceptes (enumerats a la Figura 165), fent èmfasi en els requeriments i el disseny conceptual que els recolza, a fi d'entendre el perquè del seu interès de cara als objectius de la recerca en impressió 3D multimaterial. En el segon apartat s'explicita l'activitat de disseny de detall d'aquelles línies en les quals s'ha progressat més enllà de plantejar-les com a concepte. En el tercer apartat es fa una valoració dels conceptes ja desenvolupats, responent per a cadascun d'ells a quatre qüestions: per què és un concepte interessant, quina dificultat essencial planteja, quines incerteses suposa, i quina conclusió provisional es pot extreure.

D'aquesta forma, es traspassa al capítol 8 la tasca d'anar més lluny en la recerca de les línies que encara es considera prou aptes, tot construint prototips experimentals i/o duent a terme experiències d'impressió 3D d'avaluació complementàries, i avaluant els resultats obtinguts a efectes de la multimaterialitat buscada dels prototips impresos en 3D. Així, es visualitzaran les dificultats trobades i es farà palès l'esforç que suposaria dur a terme el seu possible pas de la recerca a la realitat.

Finalment, en el capítol 9 s'integra el concepte d'impressora 3D de més de dos capçals independents, que a la vegada serveix per recollir les idees més valuoses trobades en els apartats anteriors, i deixant plantejat un camí viable per a la materialització d'una impressora 3D multimaterial apte per fer front a tots els requeriments plantejats a la present tesi. En resum, els passos que es mostraran es troben resumits a la següent Figura 165, en que s'esquematitza l'estratègia progressiva d'exploració en paral·lel dels diferents conceptes i prototips experimentals.

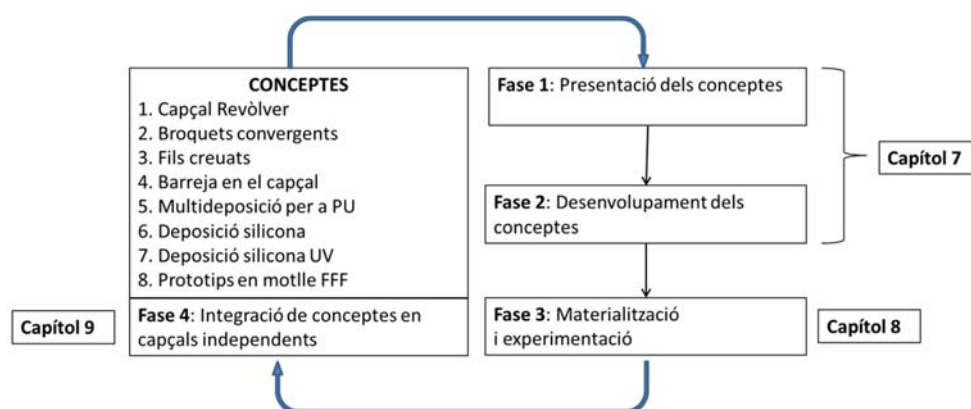


Figura 165. Resum dels passos seguits en el present capítol per a l'exposició dels avenços en les diferents línies d'impressió 3D seguides. Font: pròpia.

Per bé que al llarg dels propers apartats es farà constar com a referència bibliogràfica els projectes (un total de 15) i persones (un total de 17) que han col·laborat en aquest procés sota la direcció del doctorand, a continuació es vol fer menció de tots ells, tant

per expressar l'agraïment per la seva dedicació i concurs en un objectiu comú, com per posar de relleu que aquest ha representat un projecte col·lectiu que ha transcendit el marc dels seus projectes.

L'enumeració d'aquest projectes individuals, ordenats per la seva participació en les diferents línies de treball, és la següent:

- **Capçal Revòlver**
 - Carles Vives: Disseny d'un capçal revòlver pel canvi de filament en una impressora de prototipatge ràpid (Projecte Final de Carrera ETSEIB-UPC, 2014-2015).
 - Genís Baldellou: Implementació d'un capçal tipus plat revòlver a 5 colors per a la impressora BCN3D+ (Treball Final de Grau GETI, ETSEIB-UPC, 2016-2017).

- **Broquets convergents**
 - Lluís Llenas: Disseny d'un capçal extrusor multicolor sense cambra barrejadora per una impressora de prototipatge ràpid de deposició fosa de plàstic i redisseny de la màquina per adaptar-la al capçal (Treball Final de Grau GETI ETSEIB-UPC, 2014-2015).

- **Fils creuats**
 - Carles Ramon: Coloració de la Impressió 3D (Avantprojecte Grau en Enginyeria Mecànica a la EUPM, 2015).

- **Barreja en el capçal**
 - Olma Vilarrasa: Disseny d'un capçal extrusor amb barrejador actiu per una impressora de prototipatge ràpid de deposició fosa de plàstic i redisseny de la màquina per adaptar-la al capçal (Treball Final de Grau GETI ETSEIB-UPC, 2015).
 - Emmanuel Sommerfeld: *Advancing on a multicolor solution for 3D printer, a simplified nozzle able to extrude two different colors* (Master thesis ETSEIB-UPC, 2016).
 - Laura Rey: Implementació d'un capçal extrusor de tres colors per a la impressora BCN3D® Sigma (Treball Final de Grau GETI ETSEIB-UPC, 2016-2017).
 - Lluís Roig: Desenvolupament i assaig d'un sistema d'impressió 3D multicolor/multimaterial en tecnologia FFF amb cambra de barreja activa (Treball Final de Grau GETI ETSEIB-UPC, 2016).

- **Multideposició per a PU**
 - Alejandro López: Disseny i construcció d'un prototip per a la impressió 3D amb poliuretà de duresa variable per a la millora dels assajos quirúrgics (Projecte Final de Carrera ETSEIB-UPC, 2015-2016).

- **Deposició silicona**
 - Fernando González i Miquel Regidor: Desenvolupament d'un sistema per a la fabricació de prototips d'ús mèdic mitjançant tecnologies d'impressió 3D amb líquids solidificables. Treball Fi Màster en Ciència i Enginyeria dels Materials EEBE-UPC / EEIGM (Universit  de Lorraine), 2016-2017.
- **Deposició silicona UV**
 - Elliott Aoustin, Hugo Boyaval: *Estudio de diferentes resinas para la impresión 3D de prototipos*. Treball Fi M ster en Ciència i Enginyeria dels Materials EEBE-UPC / EEIGM (Universit  de Lorraine), 2017-2018.
- **Deposició en motlle FFF**
 - Berta Pi: Desenvolupament d'un prototip de baixa duresa per a millorar els assajos quirúrgics mitjançant la impressi n en 3D (Treball Final de Grau GETI ETSEIB-UPC, 2017).
- **Conceptes integradors**
 - Marc Millet: *Adaptación de una impresora 3D a un sistema de impresión de cuatro cabezales independientes* (Treball Final de Grau GETI ETSEIB-UPC), 2017-2018.
 - Rub n Valbuena: *Desarrollo de las tecnologías FA multimaterial* (Treball Final de Grau GETI ETSEIB-UPC, 2017-2018).
 - M nica Fernández: *Estudio de diferentes resinas para la impresión 3D de prototipos* (Treball Fi M ster en Ciència i Enginyeria dels Materials EEBE-UPC), 2018-2019.

Finalment, a la data de lliurament de la present tesi es troba encara en curs el projecte de Gabriel Guerra (Treball Final de Grau GETI ETSEIB-UPC, 2018-2019) que continua l'experimentación en sistemes de capçals independents.

7.4 Exploració inicial dels conceptes d'impressió 3D multimaterial

Prèviament a la descripció dels conceptes que es plantegen per progressar cap a una impressió 3D multimaterial, amb l'ajut de la Figura 166 es mostra la seva ubicació dins l'esquema on s'agrupen les solucions de sistemes FFF, vista a la Figura 53 del capítol 4.

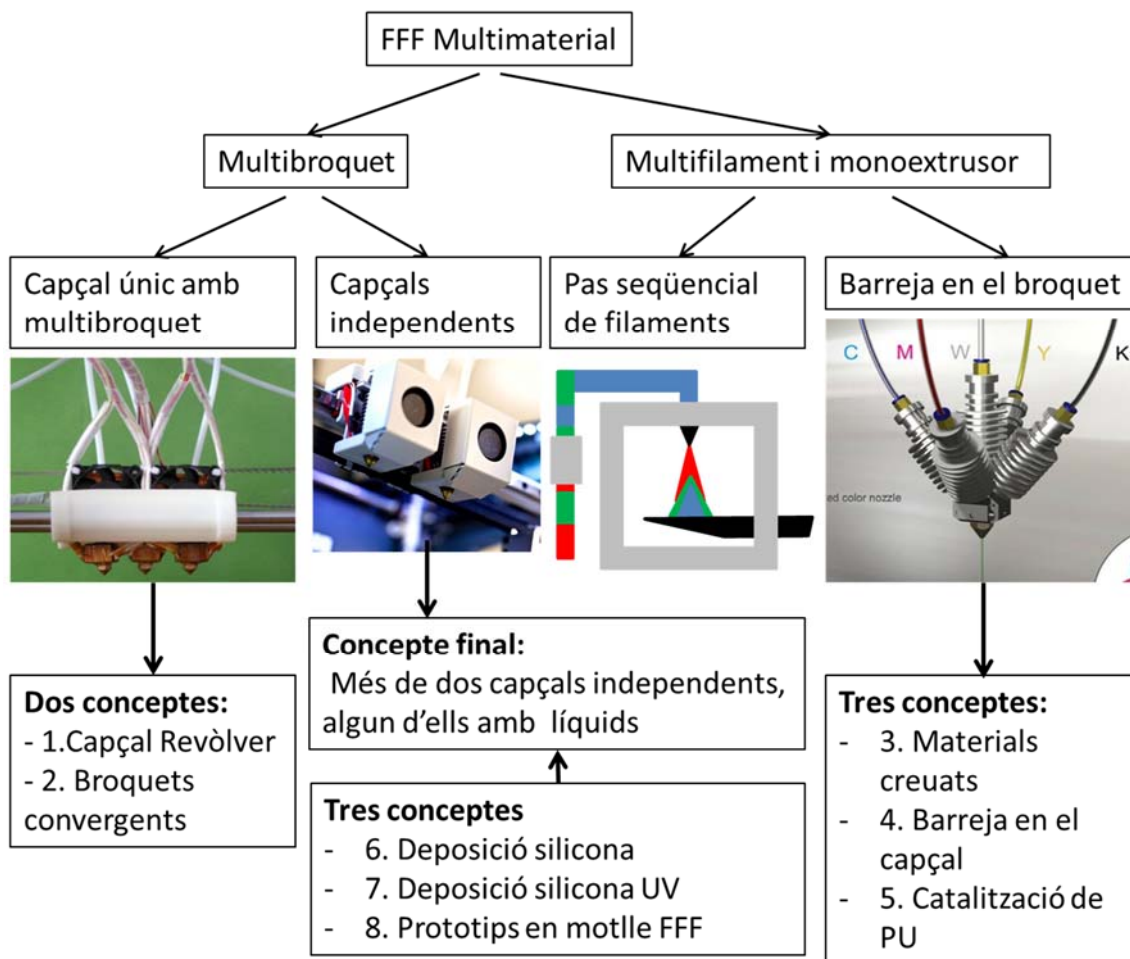


Figura 166. Ubicació dels conceptes explorats en l'esquema de tecnologies d'impressió 3D FFF. Font: pròpia.

El detall dels 8 conceptes enumerats és el següent:

1. Capçal revòlver: es classifica com a opció de capçal únic multibroquet. Sobre una estructura única rotatòria, es disposen diferents capçals que treballaran només en ser situats sobre el punt d'extrusió.
2. Broquets convergents: també es tracta d'una opció de capçal únic multibroquet, en aquest cas mitjançant un capçal únic amb broquets individuals simulant barreja a la deposició, realitzant una deposició convergent en un punt.
3. Materials creuats: es classifica com a opció multifilament i monoextrusor amb barreja en el broquet. Els filaments entren en un sol capçal on es subdivideixen i creuen, per acabar sortint per un mateix broquet, fent que els filaments es dipositin conjuntament.

4. Barreja en el capçal: també es tracta d'una opció multifilament i monoextrusor amb barreja en el broquet, en aquest cas mitjançant un capçal amb barreja passiva o activa de materials (es provaran ambdues possibilitats), dipositant un sol filament procedent d'un o més materials mesclats prèviament en una cambra de mescla.
5. Multideposició de líquids per a catalització de poliuretà: es considera englobada dins la mateixa opció anterior, malgrat en aquest cas no té sentit parlar de multifilament sinó de multilíquid (un mínim de dos). Aquests líquids entren en un capçal amb barreja activa que permet iniciar la catalització, solidificant el líquid un cop dipositat.
6. Deposició de silicona: com en el cas del poliuretà, es tracta d'explorar i registrar els límits de la impressió 3D usant directament la silicona com a material a dipositar, partint de silicones que catalitzen per barreja de components.
7. Deposició de silicona UV: el mal comportament quant a solidificació ràpida dels poliuretans i silicones industrials fa interessant explorar aquelles silicones que solidifiquen de la mateixa manera que els primers materials usats en impressió 3D, les resines fotopolimeritzables.
8. Prototips de baixa consistència en motlle FFF: es tracta d'un procediment presentat a l'apartat 5.4.4, però que serà analitzat i portat al límit. És un concepte que s'aparta de tots els anteriors, posant més èmfasi en el procediment que en el maquinari, utilitzant la impressió 3D com a camí indirecte. Aquest concepte tanca l'exploració sobre la utilització de líquids per a obtenir prototips de baixa duresa aptes per a ús hospitalari.

Un cop enumerats els conceptes, els següents subapartats desenvolupen a nivell teòric cadascun d'ells.

7.4.1 Capçal revòlver

Com s'ha comentat, es tracta d'una solució basada en la impressió 3D multifilament amb capçal únic, en que l'aportació de material es fa de forma seqüencial. L'aportació de múltiples materials al prototip es fa sense que hi hagi barreja prèvia entre ells. La forma més simple de treballar serà que els subelements que formen el prototip quirúrgic (ossos, òrgans...) siguin fets de materials amb correspondència directa amb les bobines de filament amb què es treballi. Altrament, si es pretén que algun dels òrgans s'obtingui per barreja de filaments, el temps i la qualitat quedaran afectats tal i com s'exposarà.

Sobre una estructura única rotatòria, es disposen diferents capçals que treballaran cada cop que siguin situats sobre el punt d'extrusió. Dit de forma simplificada, és la manera de treballar d'un torn o una màquina de foradar amb un capçal revòlver portaeines. Només cal mobilitzar a l'espai un sol capçal, però cal disposar en aquest capçal un accionament que governi el canvi de broquet actiu.

El concepte de capçal revòlver, quin desenvolupament, que es mostrarà en el següent apartat, s'anticipa a la Figura 167, suposa l'aportació de material de forma seqüencial. És un procés d'escalat de la tecnologia actual, liderada per les solucions d'un i dos capçals. Aquesta línia ja s'havia intuït al capítol 4, en treballs de recerca que conceptualitzaven la solució de disposar de tants broquets d'extrusió com materials [160]. També les dificultats són de materialització de les propostes de noves formes de treball: incorporar més capçals a una estructura i fer les tasques de programació adequades per gestionar-los.

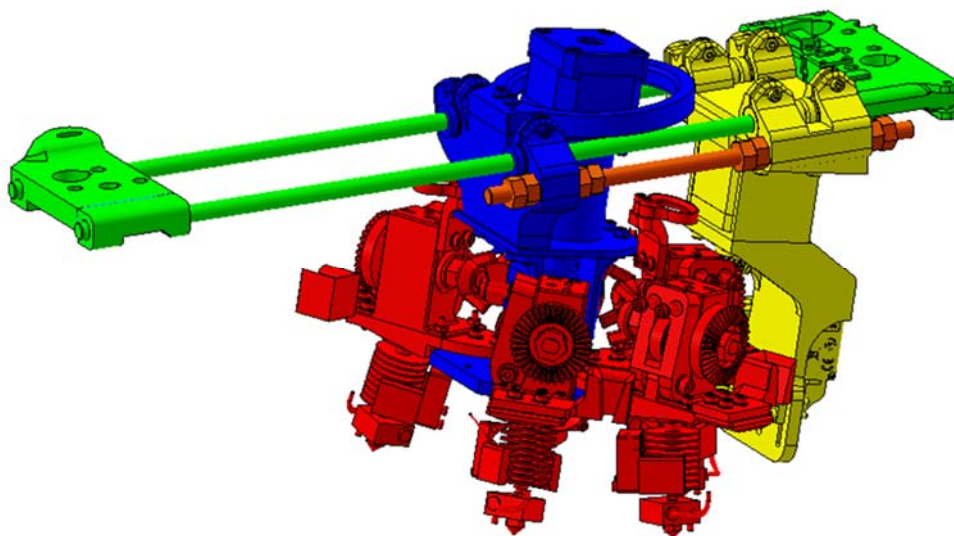


Figura 167. Predisseny de capçal revòlver per a impressió 3D. Font: [314].

Aquest concepte té avantatges i inconvenients:

Avantatges:

- La materialització és més simple comparat amb altres solucions com la de impressores 3D multimaterial amb capçals barrejadors, en no haver de barrejar prèviament els components. La recerca a realitzar és d'aprofundiment en el procés de deposició individual ja experimentat.
- Els canvis de material en fer el prototip són discontinus, és a dir no es preveuen estats de transició entre un material i un altre. Fent una analogia, si estem construint una zebra per capes, les transicions negre-blanc s'apreciaran sense dificultat.

Inconvenients:

- La no barreja prèvia de materials farà que la qualitat de mescla de materials (colors o consistències) sigui limitada. Dit de forma simplificada, si disposem de fil groc i fil vermell, l'obtenció d'una tonalitat carbassa serà més difícil i dependrà en gran mesura del procés de deposició.
- La velocitat de fabricació dels prototips es veurà reduïda segons quines opcions de materialització i de programari s'executin. Per exemple, en cas de buscar un resultat

que impliqui barreja de components, serà més lenta una estratègia de deposició seqüencial dels components que fer la barreja prèviament a la deposició.

- La limitació del nombre de capçals, que suposa limitar la multimaterialitat. El nombre màxim dependrà, entre d'altres factors, de les dimensions dels capçals. Els capçals portaeines de tipus revòlver en un torn de control numèric arriben a portar més de 20 eines. En el concepte desenvolupat s'ha situat només 5 extrusors, a fi de no fer augmentar l'estructura bàsica de la impressora 3D utilitzada.

7.4.2 Broquets convergents

Aquest concepte s'ha definit com a capçal únic multibroquet, en aquest cas mitjançant un capçal únic amb broquets individuals simulant barreja a la deposició, realitzant una deposició convergent en un punt.

Aparentment es té un sol capçal que aporta el material, però en realitat són diversos broquets independents (veure Figura 168), controlats individualment quant a extrusió de material, però mobilitzats conjuntament, que convergeixen en un sol punt d'aportació aportació contínua de material. A efectes de complexitat mecànica, només cal preocupar-se de mobilitzar un sol capçal, per bé que la complexitat volumètrica d'aquest capçal serà proporcional a la quantitat de materials que es vulgui utilitzar.

Com en el cas del capçal revòlver, no hi ha barreja prèvia de materials, però a diferència d'aquest, filaments diferents acaben convergint en un punt de sortida d'un sol capçal. Aquest fet obliga a un desenvolupament acurat d'aquest capçal en el qual aquesta convergència es faci de forma correcta. En aquesta opció es redueix el temps de producció en no haver de mobilitzar diferents capçals, cosa que també simplificarà la programació a efectuar i la mecànica associada a moure elements diversos. A diferència també del cas anterior, a l'estat de l'art no s'ha trobat cap referència d'aquesta línia de treball i per tant ha calgut una recerca més profunda per fer-la avançar.

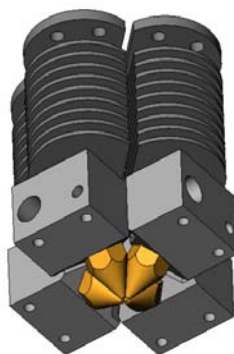


Figura 168. Predisseny de broquets convergents en un punt per a impressió 3D. Font: [315].

Així, el punt clau en aquest concepte és la capacitat del capçal per a vehicular materials diferents sense barrejar-los, tot dipositant-los en diferents proporcions. El capçal no té necessitat de cap cambra barrejadora, fent innecessària l'acció de purga en canviar de material. Els broquets independents dipositen el material en el mateix punt, simulant per juxtaposició l'efecte barreja de materials en el moment de la deposició encara que no s'hagin mesclat en cap cambra barrejadora.

L'interès de no barrejar els filaments fins a arribar a ser dipositats es considera d'alt interès de cara a fer combinacions de materials (PLA, ABS, Filaflex®, etc.) de manera que quedin virtualment barrejats. Es pot controlar així cada broquet donant els paràmetres d'extrusió (temperatura,...) que cada material necessita, i provar d'aconseguir diferents propietats físiques de la peça final. Fent un símil amb els metalls, seria com aconseguir aliatges entre metalls no aliables mitjançant sinterització.

El resum d'avantatges i inconvenients d'aquest concepte és:

Avantatges:

- Solució multimaterial on cal mobilitzar un únic capçal, estalviant complexitat de la maquinària, i sobre el qual no s'han trobat antecedents a l'estat de l'art.
- No hi ha barreja de materials al capçal, de manera que no cal purgar en canviar una combinació. Això és un avantatge respecte a solucions basades en capçals barrejadors.
- Cada extrusor té el seu propi control, sent possible adaptar els paràmetres de treball segons el material a extrudir. Novament, això no és possible en el cas de capçals barrejadors.

Inconvenients:

- La qualitat de la deposició pot quedar compromesa donat que no es fa en direcció vertical. Aquesta inclinació, combinada amb el desplaçament del capçal en qualsevol direcció del pla, pot donar resultats no homogenis.
- Aconseguir que tots els capçals dipositin en un mateix punt geomètric és conceptualment impossible, i per tant hi ha una imprecisió implícita. A més, l'esforç de concentració de capçals també té els seus límits constructius, limitant de fet la multimaterialitat que es pot assolir per aquesta via.

7.4.3 Materials creuats

El concepte definit com a “materials creuats” s’ha esmentat com a opció multifilament i monoextrusor amb barreja en el broquet, tot i que es tracta d’una “falsa” barreja: els filaments entren en un sol capçal on es subdivideixen i creuen sense entrar en contacte, per acabar sortint per un mateix broquet, fent que els filaments es dipositin conjuntament.

Aquesta subdivisió de filaments cal que sigui fins a una dimensió prou reduïda per a que en la seva deposició conjunta es produeixi un efecte de mesclat. Com en el cas dels dos conceptes anteriors (capçal revòlver i broquets convergents), només cal mobilitzar un capçal, i la dificultat rau en quin grau de resolució es pot aconseguir sense comprometre la viabilitat del procés d'extrusió: el capçal és un laberint complex quin procés de fabricació és igualment complex.

Per a aconseguir l'objectiu, es planteja un capçal amb diverses etapes on els diferents materials es divideixin i s'entrecruin. Respecte al concepte anterior (broquets convergents), es pretén que per subdivisió i encreuament s'aconsegueixi un resultat millor que no pas la deposició juxtaposada de filament fos. Aquest fet hauria de fer possible una millora qualitativa de la barreja buscada de característiques de filaments (ja sigui color, duresa...).

El símil més proper al que es pretén fer és la impressió multicapçal de tinta, o sense anar més lluny, de resines fotopolimeritzables per impressió 3D. A diferència d'un filament que cal fondre a temperatures properes als 200°C de mitjana, la tinta o resina líquida pot ser bombejada per diversos mètodes fins a terminals finíssimes, de manera que són habituals mides de l'ordre de picolitres [316, 317].

No es considera una tasca de la present recerca determinar les limitacions quant a mida de les obertures que condueixen filament fos per a ser dipositat amb èxit a la plataforma d'impressió 3D, ni s'han buscat estudis al respecte. Se sap que difícilment es troben broquets inferiors a 0,1 mm, però no és per altra motiu que per a la multiplicació del temps de treball que suposa la reducció del diàmetre de sortida quan es vol fer impressió 3D amb tecnologia FFF d'alta resolució. Es fa la hipòtesi que, com més petites siguin les subdivisions que es facin al filament, més problemes es tindran per diverses raons: resistència a l'avanç dels filaments subdividits, fabricabilitat dels conductes que materialitzen les subdivisions, dificultat per entrecruar-los... Tant és així que la conceptualització s'ha limitat a la subdivisió de cada filament en un màxim de 4. Es tracta de reduir prou la mida per tal que, convenientment entrecruats abans d'una sortida única per un broquet, l'efecte de juxtaposició sigui de millor qualitat que l'estratègia exposada a l'anterior apartat.

Els filaments han d'entrar ja en estat de fusió a la primera capa del capçal de subdivisió i entrecruament. És a dir, per damunt d'aquest cal situar 4 capçals normals compactats, amb tots els seus components: connector *Bowden*, dissipador de calor, bloc tèrmic... Això obliga a assumir una gran altura del conjunt global que "consumirà" recorregut en Z, motiu pel qual caldrà donar altura addicional a la impressora 3D. A la Figura 169a es mostra la conceptualització d'un capçal de subdivisió i entrecruament de filaments de relació 1:4. A partir de l'entrada de quatre filaments, es tenen 16 filaments a la sortida de manera entrecruada, fent que la barreja per juxtaposició sigui més refinada. Els diferents materials no es barregen dins del broquet, només quan surten entren en contacte entre ells, produint-

se l'efecte de mesclat gràcies als encreuaments. A la Figura 169b es visualitza en detall com un dels filaments (verd) es divideix en quatre subdivisions que es separen per deixar lloc als canals que porten les subdivisions dels altres filaments.

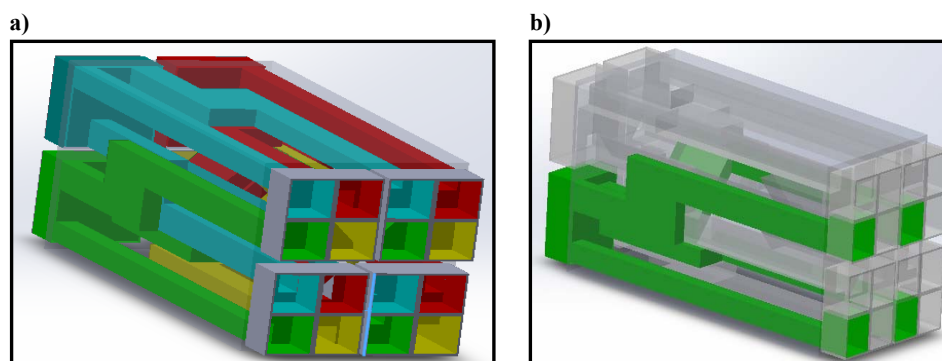


Figura 169. a) Una etapa dels conductes d'un broquet que divideix i entrecreua quatre fluxos de materials diferents b) Subdivisió d'un dels filaments en quatre canals Font: [318].

A la Figura 170 s'esquematitza el procés de subdivisió i encreuament de canals dels filaments. En un primer moment, els quatre filaments arriben dalt del capçal de la impressora 3D, amb algun sistema equivalent al mostrat a l'anterior concepte (4 tubs *Bowden*). A continuació, cada filament passa a ser subdividit en quatre parts. Per a que la "barreja sense barreja" tingui sentit, cal entrecreuar aquests subfilaments de manera que un d'aquests no tingui en sortir cap com ell al costat. La Figura 170 mostra llavors dues de les moltes combinacions possibles, que s'han d'orientar a facilitar els encreuaments i a reduir la longitud a la que cal desplaçar-los per satisfer el primer requeriment indicat. Així, finalment, pel broquet acaba sortint una fina juxtaposició que simula una barreja d'aquests.

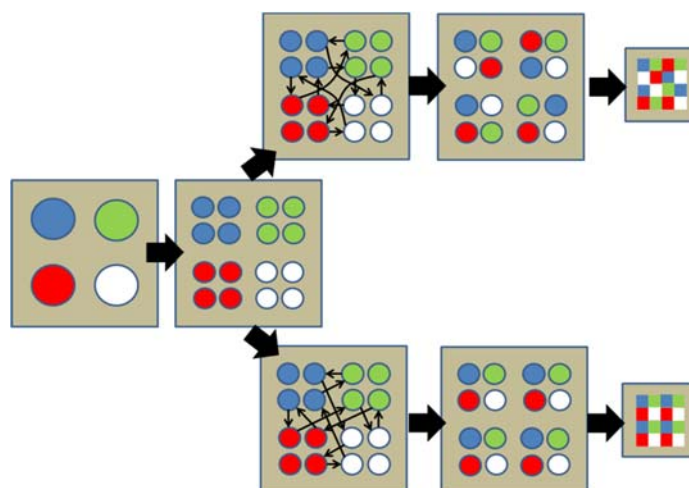


Figura 170. Esquema del concepte de subdivisió i encreuament de filament, junt amb dues possibles formes de dur a terme l'encreuament d'aquests. Font: pròpia

El resum d'avantatges i inconvenients d'aquest concepte és:

Avantatges:

- Com en el cas anterior, es tracta d'una solució multimaterial on cal mobilitzar un únic capçal, estalviant complexitat de la maquinària, i sobre el qual tampoc s'han trobat antecedents a l'estat de l'art.
- I també com en la línia anterior, aquesta estratègia conserva l'avantatge de no generar material no desitjat de transició entre un color buscat i un altre, donat que no hi ha càmera de barreja. Quan es vol canviar la proporció d'algun dels filaments, hi ha prou amb canviar les instruccions d'alimentació de fils primaris i a partir d'aquell moment el material generat ja té les noves característiques buscades. Coherentment, la gestió basada en programari pot ser similar a la que es fes per a l'anterior línia.
- La qualitat de deposició hauria de ser millor que el concepte anterior, donat que aquesta es fa en direcció vertical, en base a un broquet de sortida únic.

Inconvenients:

- El fet de muntar una estructura comú on es produeix la subdivisió i encreuament de filament fa que a efectes tèrmics es tracti com un sol capçal i no com quatre: això significa que els quatre filaments han de tenir les mateixes característiques tèrmiques, de forma que s'estreny el ventall de materials imprimibles a la vegada. Així, la conceptualització que s'ha fet està basada en la impressió de filaments de PLA de diferents colors.
- Elevada complexitat constructiva del capçal, que entre d'altres conseqüències fa que sigui difícil pensar que es pugui anar més enllà de quatre filaments.

7.4.4 Barreja en el capçal

Aquest concepte s'ha esmentat com a opció multifilament i monoextrusor amb barreja en el broquet, en aquest cas mitjançant un capçal amb barreja passiva o activa de materials. Respecte als tres conceptes anteriors, aquesta forma de treballar simplificarà els requeriments de la impressora 3D, fent més simple el capçal: els filaments "s'aboquen" a un sol capçal, i aquests surten per un mateix broquet. A partir d'aquí, s'obre la possibilitat que els prototips multimaterials estiguin formats per aportació de filament "pur" o "barrejat". S'entén per "pur" els sistemes FFF descrits a l'apartat 4.1.2.1 basats en el pas seqüencial de filaments, en que els filaments no es barrejaven al capçal. Així, si s'alimenta la impressora amb n bobines de filaments diferents, el prototip tindrà com a molt aquests n materials, i no hi haurà subparts del prototip basades en la barreja de filaments.

Malgrat l'aparent limitació d'aquesta opció, i del fet que ja s'ha mostrat com, al mercat, ja es comercialitzen sistemes d'aquestes característiques, es considera oportú experimentar en aquesta via, i a partir d'aquí anar més enllà, fent tant barreja passiva de material (pas simultani de filament per un mateix broquet sense cap element de barreja complementari), com incorporant sistemes de barreja activa, tal i com s'anticipa a la Figura 171 sobre un dels conceptes treballats.

Sobre els sistemes de barreja activa ja existeixen referències, tal com s'exposava al final de l'apartat 4.1.2.2. En el present treball, es volen avaluar novament des del seu interès per a la consecució de prototips d'assaig quirúrgic i no pas per a l'obtenció de peces de materials estratificats en Z. Un aspecte clau passa a ser el domini a nivell de programari i control electrònic sobre la barreja que s'obté. Verificant que això és assolible, es dona per descomptat que la resta del repte no és altra que la implementació de programari de gestió de la multimaterialitat del prototip. Un programari d'aquest tipus, del qual no s'han trobat referències, ha de permetre vincular la fabricació d'una peça formada per diversos fitxers stl superposats sense col·lisions a l'espai (cadascun associat als diferents materials que formen la peça), a les instruccions en *G-code* per a que, si en una capa es requereix l'aportació de materials diferents, el capçal rebí la instrucció de purga a cada canvi i que aquells filaments afectats pel canvi de material siguin activats, desactivats, o modifiquin la velocitat d'avanç cap el capçal.

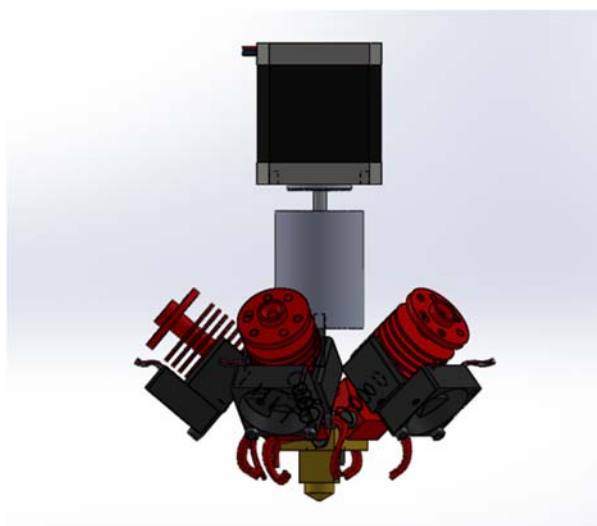


Figura 171. Predisseny de capçal amb barreja activa de filaments per a impressió 3D. Font: [319].

La barreja activa implica la voluntat d'aconseguir homogeneïtat a la barreja, un requeriment del qual es prescindia en els conceptes anteriors, basats en diverses formes de juxtaposar filaments o directament no intentar-ho, com en el capçal revòlver. Per a això, cal un cert volum de material, de manera que no hi hagi una mescla heterogènia mentre s'utilitza una determinada proporció de filaments.

S'ha esmentat quan es parlava de la necessitat de programari de gestió que, sota aquests conceptes de pas de filaments per un mateix capçal, es té associat l'inconvenient d'haver de fer la purga de material necessària quan es vol passar d'una determinada combinació de filaments a una altra. Aquest fet fa poc viable la transició instantània entre una combinació i una altra, de manera que, a priori, sembla una alternativa poc pràctica pel que fa a temps i cost de material si dins d'una mateixa capa, tal com sovint succeirà amb prototips d'assaig quirúrgic, cal aplicar diferents materials obtinguts per una combinació determinada de filaments. La conclusió que s'exposava en els apartats

4.1.2.1 i 4.2.1.2 era que la majoria de les experiències optaven per dues possibles estratègies.

- No es fa barreja en el capçal, sinó que dins d'aquest es dona pas alternatiu a un o altre filament. Així es minimitzen les purgues, es simplifica el control (que no ha de gestionar barreges) i es poden fer peces de diferents filaments “purs” sense haver de limitar la variació de material a una estratificació per capes (dins d'una capa pot aplicar-se filaments diferents, i és ineludible realitzar una purga del filament previ a cada canvi). L'exemple més rellevant d'aquesta línia és la impressora 3D Prusa i3MK2® [191], referenciada a l'apartat 4.1.2.1.
- Es fa barreja en el capçal, però, per evitar l'elevada complexitat del control o una purga excessiva, aquesta barreja té una finalitat purament estètica per a disposar de peces evolutives en color en l'eix vertical (la ja esmentada estratificació en Z). Això no té cap utilitat de cara a l'obtenció de prototips multimaterials, però és un progrés més de cara a usar materials obtinguts per la combinació d'altres. L'exemple més rellevant d'aquesta línia és la impressora 3D Builder Dual Feed® [193], que, amb dos filaments i un sol broquet, tant pot treballar en aquest mode de barreja evolutiva de colors en vertical com extrudir-los individualment tal com s'exposava al paràgraf anterior.

Com es pot apreciar, cap d'elles planteja la possibilitat de generar diferents combinacions de materials que puguin ser utilitzats en una mateixa capa.

Malgrat diverses patents i treballs de recerca localitzats, en les experiències finals agrupades en aquest apartat s'avança en la recerca que faci possible millorar la qualitat de la barreja i controlar la dispensació d'aquestes, amb l'objectiu que es puguin imprimir objectes constituïts per diversos materials, i amb la possibilitat que aquests puguin ser obtinguts mitjançant la combinació de filaments, i que en una capa es puguin aportar, si és necessari, més d'una “barreja” diferent (com sol ser el cas dels prototips d'assaig quirúrgic).

En resum, la present línia – també anomenada de “capçal barrejador” – l'activitat es centra en anar més enllà de l'estat de l'art, progressant en:

- La consecució i la qualitat d'una barreja desitjada.
- Minimitzar el material a purgar de transició d'una barreja de materials a una altra.
- Estudiar la programació necessària per a que els filaments es combinin adientment i es pugui fer el canvi entre combinacions de material a aportar.

El primer escenari, doncs, és partir dels conceptes actuals de capçals en els quals convergeixen més d'un filament, i que, sense cap mecanisme actiu de barreja, proporcionen una combinació de materials, tot admetent que pel broquet surti una barreja imperfecta: no serà pas més heterogènia que la línia anterior, en la qual es juxtaposaven els filaments. El pas endavant és analitzar amb més detall com funcionen, explorar-ne algun disseny, i abordar la problemàtica de gestió de la impressió 3D que faciliti l'ús de combinacions diferenciades de filaments en una mateixa capa, més enllà de la deposició d'un sol filament cada vegada.

El segon escenari és millorar la qualitat resultant de la barreja tot forçant la mescla amb l'ajut d'algun sistema mecànic. S'evitaria així l'efecte “dentifrici” a la sortida de filament, amb la percepció de diferències en un mateix material segons la direcció en la qual s'ha dipositat el filament.

El resum d'avantatges i inconvenients d'aquest concepte és:

Avantatges:

- Respecte als tres conceptes anteriors, el capçal és més simple: els filaments “s'aboquen” a un sol capçal, i aquests surten per un mateix broquet, ja sigui de forma seqüencial o barrejats.
- No s'han trobat referències de l'aplicació d'aquesta solució tecnològica a la fabricació de prototips quirúrgics multimaterials. Sense haver de fer barreja de filaments al broquet, és d'interès avaluar el funcionament d'aquest concepte ja existent. I donant un pas endavant, el fet que els filaments passin pel mateix capçal obre la porta a que sí puguin ser barrejats.

Inconvenients:

- No és una línia tecnològica de tanta novetat com altres anteriors presentades, encara que com s'ha vist hi ha camp suficient de recerca per fer avançar l'estat de l'art.
- Com a la línia anterior, els materials que passaran per un sol capçal han de tenir les mateixes característiques tèrmiques: novament, la conceptualització que s'ha fet està basada en la impressió de filaments de PLA de diferents colors. La multimaterialitat queda greument limitada.

7.4.5 Multideposició de líquids per a catalització de poliuretà (PU)

Sota aquest concepte, es considera el que de fet és, com en el cas anterior, una opció multifilament (ara més aviat multilíquid) i monoextrusor amb barreja en el broquet. Aquesta barreja ha de ser per força activa a fi de permetre iniciar la catalització, doncs el poliuretà es forma per barreja química entre almenys dos components, solidificant el líquid un cop dipositat passat un cert temps.

Així, en aquest apartat s'aborda la solució tecnològica basada en deposició de líquids solidificables utilitzant els mitjans típics d'impressió 3D de codi obert de la Fabricació per Filament Fos (FFF) però evidentment substituint les bobines de filament per algun sistema – xeringues, bombes peristàltiques... – que facilitin la deposició del líquid.

És a dir, s'explora els camins més enllà de l'estat de l'art a la impressió 3D basats en la de materials com ara silicones i poliuretans en substitució de fil termoplàstic, amb l'objectiu d'assolir els valors de duresa baixos que els filaments en general no permeten

i que acostarien els prototips d'assaig quirúrgic a un major mimetisme respecte els òrgans humans, o també explorar l'obtenció d'una major transparència en comparació als filaments de cara a una millor experiència d'utilització del prototip per part de l'equip mèdic.

En aquesta línia de recerca es treballa sobre la possibilitat d'un capçal barrejador de fins a quatre materials en forma de líquid per a impressores 3D. Dos d'aquests líquids són els bàsics per obtenir poliuretà, i els altres dos poden ser additius o més líquids bàsics que formen poliuretans amb diferents característiques del primer, amb l'objectiu d'obtenir prototips multimaterials basats en poliuretans.

No s'han trobat referències d'activitat de recerca per a l'aplicació del poliuretà a la impressió 3D. Al capítol anterior, a l'apartat 5.3.4.2 *Barrejadors actius* s'ha mostrat l'ús industrial de la deposició de poliuretà per a, per exemple, les juntes de segellat al sector de l'automoció. Prèviament, a l'apartat 5.1.3 "Poliuretans", s'ha fet una descripció del material i s'ha constatat com no semblava possible trobar temps útils d'aplicació inferiors als dos minuts, el que revela la dificultat d'un procediment de superposició per capes on no es garanteix que no aparegui l'efecte "vessament" donat aquest elevat temps.

Les aportacions que la present recerca fa al progrés d'aquesta línia són:

- L'ús de poliuretà com a material per a processos de fabricació additiva és discutible però no impossible, estant condicionada la seva aplicació a la millora de la productivitat, és a dir a la reducció del temps d'espera entre capa i capa. Tot i semblar existir poliuretans de catàlisi ràpida, la seva escassa presència comercial retroalimenta la seva no aplicació en aquest sector.
- L'interès d'usar un producte de complexa manipulació – dos components, requeriments especials per a la seva impulsió... – fa que només es consideri la seva utilització per aquells àmbits en que als filaments termoplàstics els és difícil donar solució a les necessitats dels prototips d'àmbit quirúrgic. Això vol dir que només cal posar el focus en aquells poliuretans de caràcter elastomèric, que assoleixin dureses més baixes i, per tant, representin millor els teixits tous.

Finalment, com a resum dels avantatges i inconvenients d'aquesta via de recerca general, es té:

Avantatges:

- Malgrat que el seu grau d'aplicació a la impressió 3D no és elevat, existeix tota la tecnologia per a la deposició de líquids solidificables procedents d'altres sectors industrials (electrònica, automoció...) tal com s'ha vist a l'apartat 3.3 "Tecnologies d'impressió 3D de líquids".
- En el marc de les recerques prèvies del doctorand en fabricació additiva, es parteix de l'experiència en deposició de materials pastosos, des de xocolata o purés a

materials ceràmics. Això ja s'ha mostrat en el cas exposat a l'apartat 3.3.1.1 on es detalla el procediment de xeringa amb avanç mecànic de l'èmbol, il·lustrat amb el kit *Paste extruder* del CIM UPC. La present recerca és una oportunitat per orientar aquesta línia cap a materials aptes per formar els prototips d'assaig quirúrgic.

Inconvenients:

- Si en el cas de la línia basada en FFF el progrés estava basat en la multimaterialitat – utilitzar diversos filaments, individualment o barrejats, en una mateixa peça – en la present línia l'objectiu és més modest, i es té prou amb examinar la viabilitat d'obtenir una peça prou tova com per ser considerada mimètica amb un òrgan tou. És a dir, no es pensa tant en aconseguir, per exemple, quatre dureses diferents amb quatre xeringues muntades convergents en un punt o en disposició revòlver, com aconseguir que un sol material líquid solidifiqui bé i que la baixa duresa no sigui obstacle per a que les capes es vagin disposant sense efecte “vessament” unes damunt les altres.
- La disponibilitat i tractament dels materials és més complexa que en el cas dels filaments: els poliuretans generen vapors tòxics, i els temps útils d'aplicació no són ràpids en la majoria de formulacions.

7.4.6 Deposició i catalització de silicona

La silicona és un altre material d'interès que, com el poliuretà, precisa també de curat per a solidificar, tal com es va exposar a l'apartat 5.1.2. Allà ja s'advertia que temps superiors a 10 segons treien atractiu a aquests materials, que malgrat tenen en general temps útils d'aplicació inferiors al poliuretà, continuen presentant valors superiors al desitjat. Però és un pas endavant, i a això cal afegir que el rang de dureses de les silicones, per la banda baixa no coberta pels filaments plàstics, abasta els valors dels poliuretans elastomèrics i va més avall, fins a cobrir els baixos valors que serien preceptius per a una bona mimetització dels teixits tous.

En conclusió, és del tot oportú explorar l'aplicació de la silicona en impressió 3D, de la qual a més s'han vist diverses aplicacions als apartats 5.3 i 5.4. La recerca que hi ha en marxa, en bona part realitzada per empreses i de caràcter confidencial, permet afirmar que la silicona serà normalitzada tard o d'hora com un material d'ús estàndard a la impressió 3D, com ho són les resines fotopolimeritzables (veure l'apartat 5.1.1) o els filaments termoplàstics. Això serà una bona notícia per a augmentar la disponibilitat i grau de mimetització dels prototips d'assaig quirúrgic.

Les aportacions que la present recerca fa al progrés d'aquesta línia en el present apartat es limiten a registrar i posar de relleu el grau de capacitat de la silicona d'admetre la construcció de peces mitjançant superposició de capes, reproduint l'experimentació de caràcter manual ja utilitzada a l'anterior apartat per al poliuretà.

Les silicones bicomponents comercials amb catalitzador de platí utilitzades solidifiquen en un marge molt variable de temps, que abasta des de temps mínims de 5 minuts a màxims d'una hora. Aconseguir que la silicona sigui atractiva per a impressió 3D és una tasca combinada de recerca d'aquelles propostes comercials amb menor temps de solidificació, combinada amb experimentació sobre els factors que ajuden a reduir aquest temps, com ara la radiació UV, condicions d'humitat/temperatura i additius que accelerin el procés. Aquesta tasca, com s'ha dit, ja es fa a l'entorn d'empreses que estan potenciant l'ús de la silicona per a impressió 3D. Donada la "pressa" que es té en donar solucions per a l'expansió de l'ús de la impressió 3D a l'àmbit quirúrgic en condicions d'accés immediat pel que fa a tecnologia i cost, la present exploració s'enfoca, com en el cas del poliuretà, a posar de relleu les dificultats presents dels possibles camins a seguir a fi que les solucions que s'acabin plantejant tinguin la major viabilitat possible en el curt termini.

El resum d'avantatges i inconvenients d'aquest concepte és:

Avantatges:

- El *pot-life* de la silicona és menor que el del poliuretà, i els valors inferiors possibles de duresa també.
- Hi ha molta activitat de recerca i desenvolupament en marxa al voltant de la utilització de la silicona com a material per a la impressió 3D.
- Com a oportunitat de novetat tecnològica, cal destacar que no s'han trobat equips d'impressió 3D que integrin en un mateix dispositiu la deposició de silicona junt amb altres materials, com ara filaments.

Inconvenients:

- Els temps de pot-life semblen però massa alts com per garantir la qualitat esperada en la superposició de capes.
- La impressió 3D de líquids té com a enemic natural l'obturació del dispositiu, per catalització prèvia a la deposició. Evitar aquest fenomen pot resultar una tasca molt complicada i possiblement és un dels motius més rellevants de la seva poca extensió.

7.4.7 Deposició i catalització de silicona UV

Les silicones catalitzables per llum ultraviolada són un subconjunt apart de les silicones abordades a l'anterior concepte, i representen el plantejament més esperançador per a la impressió 3D referides a líquids. Les silicones catalitzables mitjançant llum ultraviolada presenten, com a factor diferencial, el fet de no haver de catalitzar per barreja de components, fent-ho de la mateixa manera que les resines epoxi fotopolimeritzables, aplicades des de la invenció de la fabricació additiva, però amb l'avantatge, respecte a

aquestes, d'aspirar a aconseguir dureses més baixes i a superar processos d'esterilització hospitalària.

De fet, a l'apartat 3.3 *Tecnologies d'impressió 3D de líquids*, s'ha exposat el cas de WackerChemie AG®, desenvolupador de silicones i d'un sistema d'impressió 3D associat [269], usant el que sembla una silicona d'alta viscositat que “vulcanitza” mitjançant llum UV en menys d'un segon. Aquest, com d'altres solucions, és un sistema tancat sense que s'hagi fet pública la recerca al respecte i, per tant, no es pot tenir en compte per a ser integrada en una solució d'impressió 3D multimaterial orientada a mimetitzar el teixit viu i fer accessible el seu ús als equips quirúrgics. Resulta d'interès, doncs, provar d'accedir a aquestes silicones curables mitjançant llum ultraviolada, i experimentar amb solucions de codi obert d'impressió 3D per simples que siguin, com ara els sistemes *Paste Extruder* (xeringues muntades en impressores 3D de codi obert) analitzats a l'apartat 3.3.1.1 *Xeringa amb avanç mecànic de l'èmbol* i usats ja al final de l'anterior apartat. També al capítol 4 es citava el cas de l'empresa Hyrel 3D® [181], amb capçals portaxeringues, entre els quals alguns que incorporen *leds* possiblement per a activar el curat de resines o silicones.

El primer pas és mostrar la disponibilitat al mercat de silicones curables mitjançant UV, i conèixer característiques bàsiques com el temps necessari d'exposició als UV i la duresa del producte un cop catalitzat: interessa trobar valors en la gamma baixa de l'escala Shore A i inferiors, doncs no es pot oblidar que sortir de la “zona de confort” de treball amb filaments ve motivat per la recerca de materials tous que mimetitzin millor els teixits d'òrgans. Així, la mateixa WackerChemie AG® disposa de la gamma de silicones Semicosil® UV [320], on es troba la Semicosil® 945 UV de duresa 40 Shore OO, i la Semicosil® 810 UV de duresa 40 Shore A, valors prou atractius de cara a la mimetització de teixit tou, sempre que sigui acceptable la transparència que ofereixen aquestes silicones.

Aquestes silicones, transparents però que opcionalment es poden tintar, s'utilitzen generalment per fer material d'ús mèdic, segellar dielèctricament components electrònics, encapsular *leds*, sent atractives les prestacions típiques de la silicona, com la seva adhesivitat, eficiència òptica, resistència mecànica com a elastòmer, i la superació de condicions ambientals difícils (temperatura, humitat...). La iniciació del curat mitjançant activadors UV es busca pel mateix motiu que per a la recent recerca: que el temps de curat sigui el més ràpid possible. Si per a la impressió 3D això s'ha vist que era important en apartats anteriors, a la indústria aquest fet és clau per abaratir el cost del procés productiu en línies de producció de grans sèries per a sectors altament competitius com l'automoció. Com a exemple, a la Figura 172 s'esquemmatitza el processat de silicona en motlles transparents que permeten el pas de la llum ultraviolada per catalitzar la silicona.

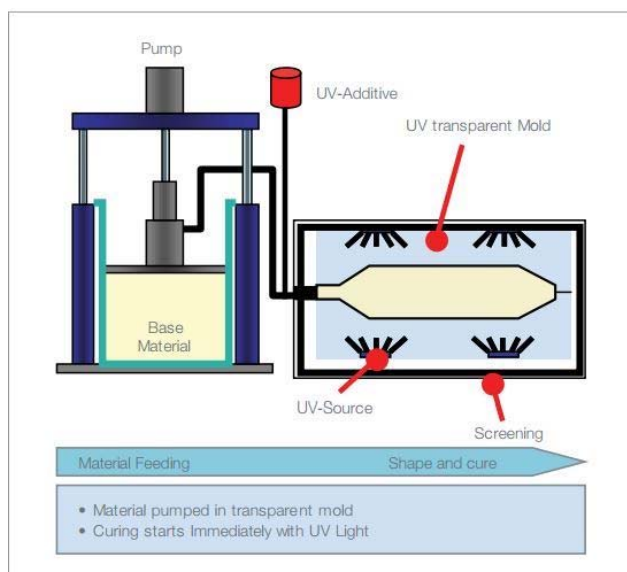


Figura 172. Injecció de silicona d'activació del curat per UV en motlles transparents. Font: [321].

Com a conclusió de la presentació del concepte representat per la utilització de la silicona catalitzable per llum ultraviolada, s'exposen els seus avantatges i inconvenients més rellevants:

Avantatges:

- Aquest concepte pot suposar l'única forma viable de fer impressió 3D amb materials tous, sense que el temps de catalització sigui una restricció al seu ús, com sembla que és el cas del poliuretà i de les silicones catalitzables per altres medis.
- El fet que no calgui barrejar component sinó únicament aplicar llum fa que es simplifiqui la tecnologia a aplicar, que pot ser similar a la utilitzada per la injecció de fotopolímer.
- La transparència i la capacitat de superar processos d'esterilització hospitalaris són qualitats inherents a les silicones que també es tenen presents.

Inconvenients:

- La disponibilitat de silicones UV és reduïda, estant limitat el seu ús a aplicacions industrials molt allunyades dels processos de la impressió 3D. L'experimentació exploratòria desitjada pot llavors resultar d'abast limitat.
- L'aplicació d'energia en forma de llum ultraviolada no és cap novetat a la impressió 3D – de fet està a l'origen d'aquesta – però la seva aplicació en impressores 3D de sobretaula per a solidificar de forma local material dipositat no és gaire coneguda.
- Una solució d'impressió 3D multimaterial que integrés aquest material hauria de fer compatible la deposició d'aquest material junt amb altres de més rígids o colors diferents basats en filaments. Cap dels conceptes exposats fins ara ha ofert una solució per a la integració de materials basats en materials tan diferents.

7.4.8 Prototips de baixa duresa en motlles FFF

Aquest darrer concepte no és classificable de la forma en la qual s'han mostrat els set anteriors, englobats dins d'algun tipus de forma d'impressió 3D amb tecnologia FFF. Així, dins la necessitat de disposar de prototips per a assaig quirúrgic amb materials tous, es considera que la tecnologia FFF pot ser usada com a eina per obtenir motlles on colar silicones que permetran d'obtenir els prototips.

Aquest concepte aparentment no és cap novetat, però sota d'aquest, a la present tesi, es durà una anàlisi més sistemàtica sobre metodologies de treball que condueixen a prototips realment complexos. Treballar sobre aquest concepte representa també una actitud d'explorar camins més “conservadors” davant la possibilitat de trobar dificultats insalvables en la formació de peces 3D de baixa consistència amb impressió directa basada en líquids, que s'han abordat en els tres conceptes anteriors (poliuretà, silicones, i silicones catalitzables per llum UV).

Recopilant la informació presentada, al darrer apartat del capítol anterior s'ha descrit un procediment indirecte basat en impressió 3D per a obtenir prototips amb parts toves: la fabricació additiva de closques d'un sol ús per a emmotllar materials tous difícilment utilitzables per a impressió 3D directa degut a la seva baixa consistència. A més dels treballs de recerca allà citats, també es feia referència a antecedents d'aquesta línia mostrats als apartats 3.1.3 *Models d'entrenament quirúrgic i impressió 3D* i 5.3. *Tecnologies d'impressió 3D de líquids*.

En el cas dels hidrogels i algunes silicones, la seva extremada baixa duresa, que els acostava a un molt bon mimetisme d'alguns teixits tous, els fa candidats perfectes a treure profit dels progressos que la recerca en aquesta línia de treball pogués aportar.

L'estat de l'art relatiu a impressió 3D amb tecnologia FFF fa preveure que es puguin obtenir i utilitzar closques complexes, de “geometria impossible”, com a recipient per a colar líquids. S'aconsegueix dues coses:

- Reduir el treball artesanal que suposaria haver de compondre un motlle en base a un “puzle” de peces, com els vistos a la referència [306] del capítol 5.
- Superar, fent una closca prima, la mancança dels sistemes de fabricació per emmotllament basats en motlles rígids com els que permeten aplicacions mèdiques vistos a Ghazi et al. [89] a l'apartat 3.1.3. Els motlles rígids són “capses” que configuren amb dues meitats la forma a reproduir, com els motlles de sorra per a fosa, o els metàl·lics per a injecció de plàstic, o matrius d'estampació de xapa metàl·lica. Tots aquests són utilitats pensats per a fer més d'una reproducció, cosa que imposa la limitació en les geometries reproduïbles, ja que només es pot contemplar peces que puguin ser extreïdes del motlle de forma que no impliquin la seva destrucció, és a dir que siguin desemmotllables. Només són viables peces que no presentin problemes d'extracció, tancaments pronunciats de la superfície o elements interns embolicats (com l'anatomia relacionada amb les intervencions

d'oncologia). En la present aplicació, el motlle rígid desapareix i en el seu lloc es té una carcassa o closca prou rígida com per contenir la silicona líquida, i a la vegada prou dèbil com per fer-la desaparèixer tot trencant-la, permetent que siguin possibles les geometries “impossibles” o “no desemmotllables” que requereixen els prototips d'assaig quirúrgic. La vida de la closca-motlle es limita, per tant, a una sola peça, però això no és cap problema donat que només es desitja un prototip, i en qualsevol cas, amb les tecnologies FFF utilitzades, el cost de repetir la closca-motlle és molt limitat.

La construcció de la closca-motlle es pot fer en una impressora 3D d'almenys dos capçals: un, que emprarà filament rígid, per materialitzar un motlle basat en una closca que defineixi el perímetre de la zona tova del prototip (a destruir un cop feta la solidificació del líquid dins del motlle), i un altre, amb filament soluble, per exemple PVA, per a materialitzar els suports que fan possible la llibertat de geometria que requereix la reproducció d'un òrgan humà real. Però també es pot plantejar de fer el motlle o part d'ell en material soluble, fent-lo desaparèixer per dissolució després de fer la colada del líquid. Les combinacions possibles són il·limitades, i cada prototip quirúrgic pot requerir una solució òptima particular. Reconèixer cada situació i saber aplicar el millor mètode de prototipatge és l'objectiu a oferir als equips mèdics.

En aquest apartat s'experimenta doncs amb les possibilitats que obre aquesta operativa, que es considera com una forma més d'avançar en l'objectiu de disposar de prototips multimaterials mimètics amb el cos humà.

Un aspecte procedimental rellevant d'aquest procediment és de quina forma s'introdueix el líquid al motlle. Es pot distingir per l'estri d'emplenat utilitzat (xeringa o mitjançant un recipient el contingut del qual es vessa al motlle), pel moment en que es duu a terme (en paral·lel a la construcció de la closca a la mateixa impressora 3D, o quan aquesta ja està feta) o per si es fa de forma manual o automàtica (ja sigui mentre es fa la closca gràcies a un altre capçal a la mateixa impressora 3D, o en una màquina de buit on es posa la closca acabada i on es procedeix com quan es fa colada de poliuretà en motlles de silicona).

De totes les possibilitats anteriors, la més primària és procedir a l'emplenat manual per vessament del contingut d'un recipient (on abans, i si s'escau, s'haurà efectuat la barreja de components) a dins la closca-motlle un cop es té fora de la impressora 3D i eventualment ja s'ha netejat dels suports si és que els tenia. D'altra banda, si es té present que la geometria pot ser realment molt complexa, un escenari possible és que valgui la pena anar omplint el motlle durant la seva construcció, donat que potser un cop acabat no resulti senzill d'emplenar-lo amb garanties que el líquid arribi a tots els racons. Aquesta darrera opció, emprant xeringa, ha estat la utilitzada en una primera experimentació realitzada en el marc del projecte [321].

Es mostra a la Figura 173 un dels casos estudiats. En concret, un cervell a escala reduïda. Donada la geometria final tancada, es va practicar un petit orifici a la closca

rígida obtinguda per impressió 3D, i per aquest es va emplenar mitjançant xeringa amb silicona de baixa duresa. Un cop catalitzada, i havent adquirit la consistència final, es va procedir a trencar la closca, de 1,2 mm de gruix. Es pot observar que la reproducció de les circumval·lacions del cervell en silicona fa que quedin racons de difícil extracció de la closca: s'aprecien punt amb restes de la closca, feta en PLA vermell. A més, es van combinar silicones de dureses diferents: es va colar primer una silicona de duresa 2 Shore A, i a l'últim tram, a la zona aproximadament corresponent al cerebel, es va modelitzar amb una silicona de 30 Shore OO sensiblement més tova.

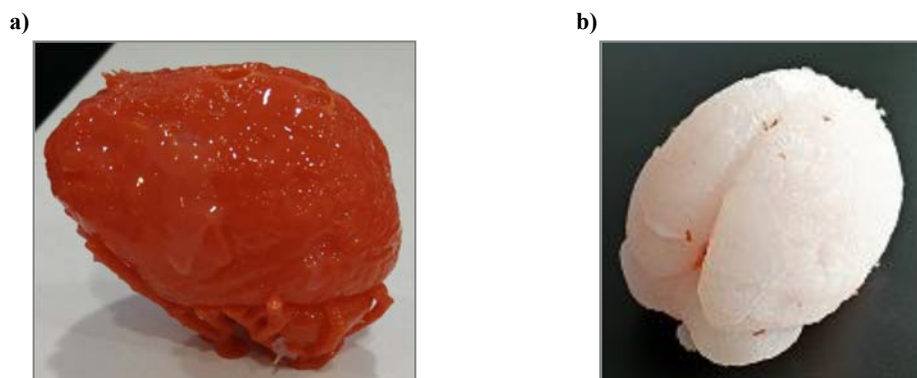


Figura 173. a) Closca-motlle en PLA vermell, feta en una impressora 3D de sobretaula de codi obert. b) Cervell en silicona amb dues dureses. Font: [321].

Aquest primer pas d'experimentació va ser útil per ajustar procediments i posar-se en el punt de partida d'estat de l'art, confirmant, a més, les capacitats de les impressores 3D de baix cost i fàcil accés per proporcionar closques-motlles funcionals. Les geometries no eren complexes com normalment ho són en el cas d'un assaig quirúrgic, i malgrat l'aparent exotisme d'utilitzar silicones de dureses diferents en una mateixa peça, en el fons es tracta de prototips monomaterials.

Des d'aquest punt de partida, els avantatges i inconvenients que la present recerca en aquest concepte fa al progrés d'aquesta línia i que seran mostrades en apartats ulteriors són:

Avantatges:

- Modelització complexa d'òrgans mitjançant materials de baixa consistència – incloent materials aliens fins al present a lla impressió 3D, com ara els hidrogels – aportats per colada en cavitats impreses en 3D, amb geometria interior d'interès per a l'assaig operatori, en concret vasos sanguinis i nòduls tumorals que han de ser estrets.
- Definició de metodologia de treball per a l'ús de la impressió 3D per a obtenir dels motlles-closca, i la forma d'utilitzar-los per acabar obtenint el prototip final d'assaig quirúrgic.
- Obtenció de prototips per a visualització i eventualment assaig, combinant dues característiques no observades en cap altre sistema: transparència i baixa duresa.

Inconvenients:

- Hi ha geometries molt complexes on aquesta metodologia resultaria de difícil aplicació, com els de tumors de casos reals que s'analitzen al capítol 6. És a dir, hi ha casos en els quals només la impressió 3D directa pot fer possible el prototip.
- Es tracta d'un procediment que, tot i la reducció de temps respecte a altres procediments vistos, implica igualment més ús de mà d'obra que la impressió 3D directa, elevant el cost del prototip potser a un nivell que el pot deixar de fer competitiu respecte a solucions industrials d'impressió 3D directa.
- Implica la impressió 3D prèvia de referències anatòmiques d'interès que, englobades dins del motlle de sacrifici, no tenen altra remei que ser rígides a fi de no deformar-se en estar a l'aire, esperant la colada. Això impedeix que aquestes referències siguin, a la seva vegada, modelades en materials tous o flexibles: l'exemple més evident són els vasos sanguinis, que no podran ser mimètics respecte al teixit viu a menys que es trobi alguna solució imaginativa.

7.4.9 Conclusions sobre els conceptes explorats

En aquest darrer subapartat s'extreuen conclusions respecte els conceptes explorats, a fi de fer una comparativa i prosseguir el seu estudi. Aquesta comparativa es fa llavors sota els dos paràmetres següents:

- *Nivell de multimaterialitat assolible:* No es pot perdre de vista que aquest és l'objectiu principal de la recerca. S'ha demostrat al capítol 3 que aconseguir prototips impresos en 3D que mimetitzin teixits vius és possible a condició que es disposi de materials de diferents característiques. Els conceptes exposats tenen present aquesta condició i, de fet, els darrers conceptes es concentren en l'estudi de la viabilitat d'imprimir teixits tous, que és el punt feble detectat a l'estat de l'art i que, a la vegada, s'associa més a la mimetització de teixits vius i, per tant, a l'interès dels cirurgians que voldran assajar intervencions quirúrgiques usant els prototips.
- *Novetat respecte a l'estat de l'art:* Aquesta recerca parteix del fet que no hi ha a disposició dels medis hospitalaris cap tecnologia d'impressió 3D que compleixi el doble requeriment de proporcionar prototips mimètics prou satisfactoris per a assaig quirúrgic i que ho faci a un cost admissible per a ser integrat en la pràctica regular hospitalària, sent la realitat actual que els hospitals utilitzen prototips tècnicament limitats i per a casos d'extrema gravetat i complexitat que justifica llavors l'alt cost d'adquisició que implica un medi d'impressió 3D de tipus industrial. Els conceptes proposats són llavors classificables com a més o menys originals respecte a la realitat actual, entenent que l'esforç de recerca a efectuar serà més elevat i l'expectativa de ser més disruptiu és més gran.

La Taula 21 mostra una classificació orientativa dels conceptes plantejats basant-se en aquests dos paràmetres. Pel que fa a la multimaterialitat, el concepte més interessant és el dedicat a aconseguir fer impressió 3D de silicones catalitzables per llum UV. Partint

del fet que es prioritzaria les que presentessin menors valors de duresa, la seva integració en alguna impressora que també permetés d'aportar filaments permetria modelar prototips més mimètics amb els teixits vius. El menys interessant són els que corresponen a líquids (silicones i poliuretans) que catalitzen de manera no instantània (ja sigui per reacció amb la humitat o per barreja de components), fent inviable un procés d'impressió 3D amb temps d'execució acceptable.

Pel que fa a la novetat respecte a l'estat de l'art, variacions en les formes de dipositar materials han estat poc estudiades, de forma que els tres primers conceptes representen alternatives a la deposició monomaterial per un capçal, ja sigui acostant diversos broquets fent que convergeixi l'extrusió en un punt, o subdividint diversos filaments i creuant-los per a acabar sortint la combinació desitjada per un sol punt, o directament barrejant-los i fonent-los dins del capçal. Per contra, els conceptes que presenten menys novetat respecte l'estat de l'art són els utilitzen silicones catalitzables per medis diferents a la llum UV, amb algunes realitzacions al mercat, així com els sistemes de barreja en el capçal, dels quals ja hi ha versions simples en impressores comercials.

Taula 21. Ordenació dels conceptes segons el seu grau d'interès des del punt de vista de la multimaterialitat i de la novetat respecte l'estat de l'art. Font: pròpia.

		Nivell de multimaterialitat assolible	Novetat respecte a l'estat de l'art
Màxima	1	Silicones UV	Broquets convergents
	2	Barreja en el capçal	Fils creuats
	3	Capçal revòlver	Capçal revòlver
	4	Fils creuats	Silicones UV
	5	Broquets convergents	Silicona en motlle FFF
	6	Prototips en motlle FFF	Catalització de poliuretà
	7	Catalització de silicona	Barreja en el capçal
Mínima	8	Catalització de poliuretà	Catalització de silicona

7.5 Desenvolupament primari dels conceptes

Un cop exposats tots els conceptes, el present apartat inicia el seu desenvolupament teòric. Alguns d'ells es deixaran tancats en aquest nivell, deixant la porta oberta a que altres recerques estudiïn portar-los més endavant, mentre que d'altres passaran a un nivell més avançat, al capítol 8, en el que es procedeix a la materialització de prototips experimentals d'equipaments d'impressió 3D i a la realització de proves, permetent que es pugui especular amb una millor base sobre l'interès dels conceptes treballats per a obtenir models multimaterials per a assaig quirúrgic.

7.5.1 Capçal revòlver de 5 filaments

A l'apartat 7.4.1 s'ha exposat els avantatges i inconvenients d'aquesta línia de recerca, així com un predisseny d'una possible solució. El capçal revòlver suposa disposar de tantes possibilitats quant a multimaterial com broquets es tingui, perseguint representar de millor manera els diversos elements i òrgans d'un prototip d'assaig quirúrgic. El disseny efectuat ha volgut portar al límit la capacitat de càrrega d'un capçal de tipologia revòlver, de manera que s'hi han situat 5 broquets. Els materials (filaments plàstics) amb que es treballaria serien:

- Material rígid color A (modelització ossos, òrgans...)
- Material rígid color B (ídem anterior)
- Material tou amb la màxima transparència possible (massa tumoral)
- Material tou color C (vasos sanguinis, òrgans)
- Material soluble per a servir de suport en la construcció (PVA)

Coherentment amb el fet que l'aportació de materials es fa de forma absolutament individual, en aquesta primera línia no es considera, per tant, la generació de materials a partir de la barreja dels fils a extrudir.

S'ha realitzat un disseny de capçal revòlver que només situa en el pla d'impressió a un sol broquet a la vegada, de forma que els broquets que no actuïn no estan fregant contra la capa de material ja fet. Aquest disseny és similar al que permet el canvi d'objectius en un microscopi o les torretes revòlver dels centres de tornejat de CN. Un concepte similar, no materialitzat, ja va ser descrit per Schnitzler [162] i mostrat al capítol 4 a la Figura 57, que presenta la idea d'usar els diferents broquets per canviar de gruix d'extrusió, sempre partint d'un únic filament cosa que simplifica el sistema en no necessitar incorporar un mecanisme extrusor i un regulador de temperatura per a cada broquet però limitant el sistema a una solució monomaterial. Un dels avantatges de la solució derivada de la recerca efectuada presentada és que empra un sol mecanisme extrusor encara que hi ha diversos filaments.

En el transcurs de la recerca s'han estudiat altres possibles conceptes que permetrien la impressió amb diferents capçals i que igualment possibiliten la ubicació d'un sol capçal en el pla d'impressió. Així, s'ha vist com la SpiderBot Delta 3D Printer® presentava una solució amb dos capçals usant un accionament que els fa bascular alternativament (veure apartat 4.1.1.1). Com a solució que ha passat del pla conceptual al prototip experimental, també es mostrava la solució de Diabase Engineering, en el que l'equipament és més proper a un torn o fresadora amb capçal multieina que a una impressora de sobretaula de baix cost.

El concepte experimental desenvolupat de capçal revòlver ha resultat capaç de realitzar impressions, completant-se proves amb peces d'un i dos colors amb resultats satisfactoris. Amb un correcte ajustament de les peces i la implementació d'algunes millores es conclou que aquesta és una via per a disposar de prototips multimaterials dins la gamma de materials i colors que permet la tecnologia FFF.

Per a satisfer l'aspecte de tecnologia fàcilment disponible, els elements emprats s'ha procurat que, en la mesura del possible, procedissin de la impressora 3D de codi obert BCN3D+, a la vegada que s'ha dissenyat peces imprimibles en tecnologia FFF. Aquesta orientació a una fabricació àgil i simplificada ha permès centrar els esforços en la consecució de la impressió multimaterial. El capçal s'integra doncs en una impressora BCN3D+ sense haver de realitzar modificacions majors. Un altre aspecte és procurar ocupar el menor espai possible per tal de maximitzar el volum imprimible.

Primer concepte exploratori

En un primer concepte, que es mostra a la Figura 174, el capçal revòlver queda situat per sobre de les guies per les quals llisca, a excepció del *hot end* que està en posició d'impressió. Això permet que l'alimentació dels diversos filaments es simplifiqui ja que no interfereixen amb les guies del capçal.

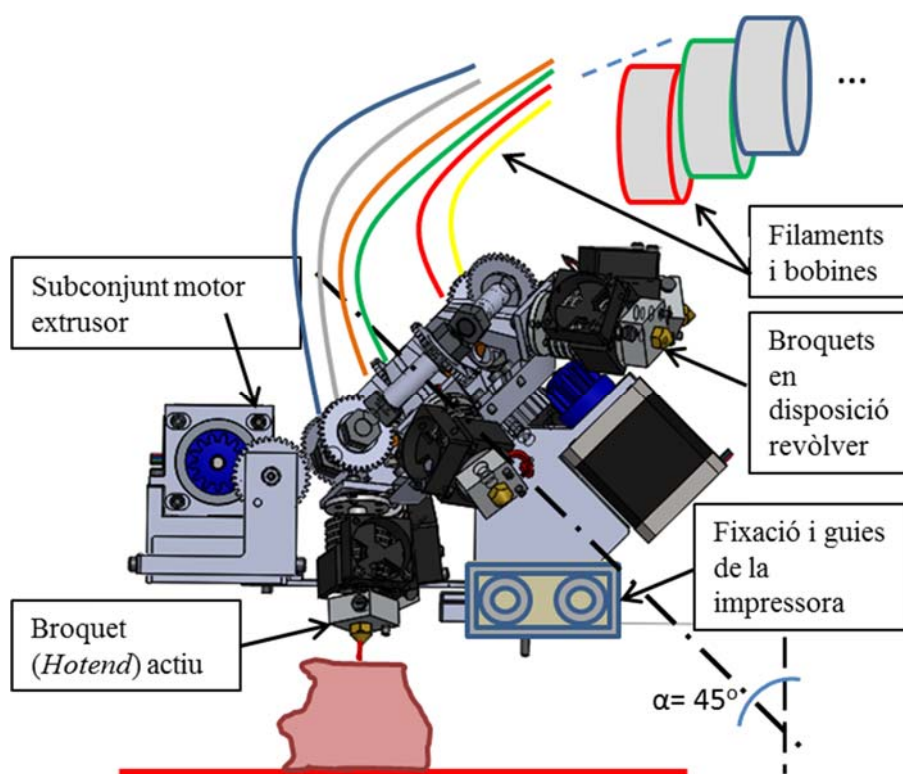


Figura 174. Predisseny de capçal revòlver per a impressió 3D. Font: [322] i pròpia.

Una característica clau d'aquest sistema multibroquet és la simplificació que suposa tenir un sol sistema extrusor, muntat a la posició del broquet que hagi de treballar. Al plat revòlver hi van collats cinc sistemes broquet on tenen un sol engranatge cadascun. Aquest engranatge serà conduït per un pinyó que està en el subconjunt motor extrusor, que es manté sempre fix. Quan es canvia de capçal de treball en rotar el plat revòlver, en el gir es desacobla l'engranatge conduït de l'anterior broquet i s'acaba engranant l'engranatge del nou broquet que hagi de treballar.

Aquest primer esquema va ser descartat donat que no permet resoldre adientment la fixació amb prou rigidesa entre el capçal i el mecanisme extrusor, que queda en voladís, allunyat de les guies. La fiabilitat de l'arrossegament del filament estaria compromesa, doncs cal un bon enllaç entre la roda motriu universal del subconjunt motor extrusor i la roda del sistema broquet que farà possible l'avanç del filament. Un altre problema a fer front és un possible entortolligament entre els nombrosos filaments, derivats de la rotació dels capçals. El detall del predisseny d'un dels subconjunts broquet es mostra a la Figura 175.



Figura 175. Un dels capçals que formaria part del conjunt revòlver. Quan es posiciona per treballar, l'engrenatge que es mostra ha d'acoblar-se al pinyó motriu del mecanisme extrusor. Font: [322].

Concepte exploratori avançat

L'evolució del disseny anterior, que com es veurà va ser materialitzat mitjançant un prototip, es va realitzar usant els següents criteris, alguns ja citats a la introducció:

- Aplicar el màxim d'elements possibles d'impressores 3D de codi obert a fi de simplificar tasques no essencials per a la recerca. En concret, aquests elements són dels models d'impressores 3D de codi obert i lliure desenvolupats al CIM UPC. I de fet, l'estratègia ha estat acoblar, amb les mínimes modificacions possibles, el capçal revòlver a una d'aquestes impressores (BCN3D+).
- Utilitzar components estàndards a la indústria i estalviar requerir peces fetes a mida, i que el màxim nombre d'aquestes puguin ser fetes amb una impressora 3D de codi obert.
- Que el canvi de filament estigui automatitzat de manera que la peça sencera pugui ser impresa sense interrupcions.
- Mantenir el concepte de plat revòlver del disseny original (basat en un conjunt enllaçat de plat amb capçals i mecanisme extrusor, però millorant l'enllaç entre ambdós elements per garantir la funció d'extrusió. Per a això, s'inverteix la disposició d'elements, tot situant-los sota les guies i facilitant la rigidització de l'enllaç en unir-los a través d'aquestes.

Les figures mostrades als propers paràgrafs corresponen al concepte exploratori avançat de capçal revòlver. Amb adaptacions per facilitar la comprensió, aquestes tenen origen en el Treball Fi de Grau de Genís Baldellou [314] ja referenciat a la Figura 166, guiat pel doctorand. La Figura 176, molt similar a la Figura 166 però en la que es referencien les parts principals, encapçala la descripció del treball realitzat.

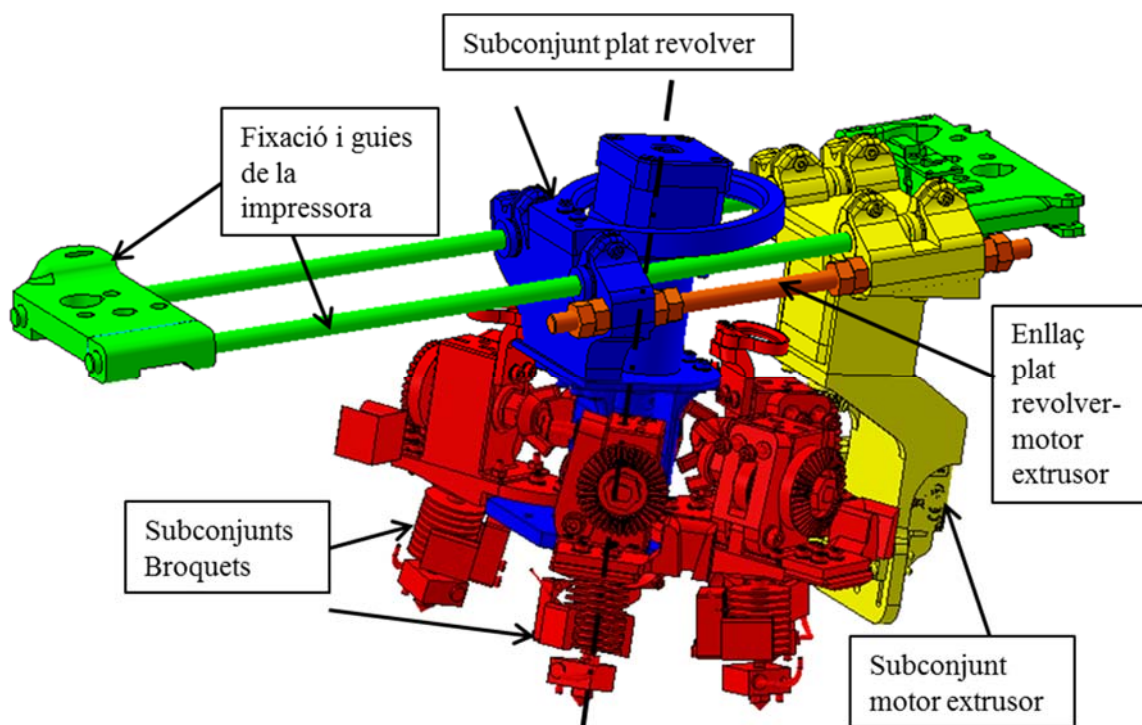


Figura 176. Disseny de capçal revòlver per a impressió 3D. Font: [314] i pròpia.

L'estructura està constituïda per:

- Fixació i guies de la impressora: conjunt de fixació del sistema multicapçal que ha de facilitar el moviment en direcció X (guies). Les peces dels extrems són a la vegada l'enllaç amb les guies de moviment en direcció Z.
- Subconjunt plat revòlver: es tracta del nucli del sistema de revòlver, incloent l'anella per guiar els filaments dels 5 subconjunts broquets, els quals es fixen radialment al plat.
- Subconjunts broquets: cadascun dels 5 reben el filament i l'extrudeixen, són la base del sistema d'impressió multimaterial basat en FFF.
- Subconjunt motor extrusor: es l'element que proporciona la funcionalitat d'extrusió de fil al subconjunt broquet que es situa a la posició de treball, gràcies a l'acoblament entre pinyons cònics de cada subconjunt. Porta a més el pestell que bloqueja el moviment relatiu entre els dos subconjunts, garantint que no es perdi l'engrenament entre pinyons i reforçant tota l'estructura.
- Enllaç plat revòlver – motor extrusor: anul·la el moviment relatiu entre els dos grans elements del sistema: el subconjunt plat revòlver i el subconjunt motor extrusor.

Tal com mostra la Figura 177, el disseny disposa d'una inclinació de 10° del pla que conté les puntes dels broquets respecte a l'horitzontal (la mateixa inclinació de l'eix de revolució respecte la vertical). Aquest angle permet que els broquets que no estan treballant estiguin per sobre el pla de treball, evitant que col·lideixin amb la peça i puguin fer-la malbé o embrutar-la (*oozing*), problema freqüent en els sistemes multibroquets d'un sol capçal.

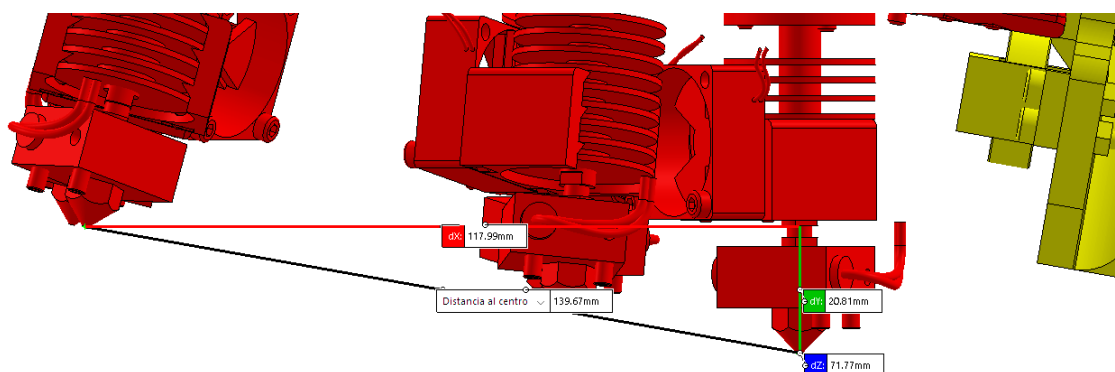


Figura 177. Detall de la inclinació del sistema revòlver per facilitar el treball del broquet actiu sense interferències dels altres. Font: [314].

La fiabilització de l'enllaç (engranament) entre subconjunt motor extrusor i el broquet actiu que s'hi connecti queda millorada, tant amb una bona fixació amb les guies com amb un pestell servoaccionat muntat al subconjunt motor extrusor que, a més, elimina el possible joc de rotació del plat revòlver.

Un tema a no descuidar és evitar el xoc dels filaments amb el capçal durant el gir del plat, fent que el seu recorregut sigui el més suau possible i que no s'enredin per efecte de la rotació del revòlver. Es fa necessari doncs algun sistema de guiatge, i el més simple és disposar un sistema de doble anella (veure la Figura 178): en el concepte explorat, qualsevol filament passa primer per l'anella situada en el subsistema broquet "central", que és el broquet que veu dos altres broquets a cada banda. I des d'aquest punt, els filaments passen per l'anella situada al subconjunt plat revòlver, i d'allí van cap a les respectives bobines.

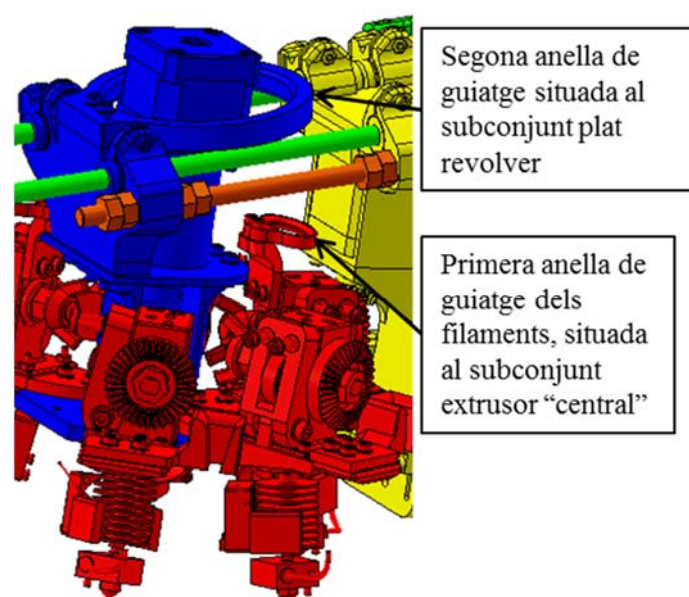


Figura 178. Detall de les dues anelles de guia dels filaments. Font: [314] i pròpia.

A continuació es donen les claus del disseny del Sistema Capçal Revòlver, tot fent un recorregut pels diferents elements que el componen:

Subconjunt plat revòlver:

- Aguanta el motor que donarà la funcionalitat de revòlver, connectat al plat hexagonal on hi van muntats fins a 5 subconjunt broquets. Una posició del plat hexagonal queda sense subconjunt broquet (la més llunyana a la posició de treball) estimant que amb 5 materials serà suficient i que el recorregut de rotació necessari per ocupar la posició de treball extrema seria excessiu per a les tensions que patiran els filaments en rotar.
- Tot i que també hi ha peces metàl·liques a obtenir per mecanització (les que precisen de més resistència), l'execució del disseny es basa en formes notablement lliures i orientades a la funció gràcies al fet que justament seran materialitzades per impressió 3D. Aquesta és una constant en els diferents conceptes exploratoris abordats en la present tesi doctoral, i és coherent amb el propòsit de mostrar els avantatges de la impressió 3D exemplificats en la seva aplicació als prototips quirúrgics. Així, la peça *A-Suport guies motor plat revòlver* (veure la Figura 179) assegura la unió entre les guies i el cos principal del plat revòlver fent que aquest últim es posicioni respecte l'eix vertical els 10° requerits. Això s'aconsegueix fent que aquesta peça, en fabricar-se mitjançant impressió 3D, es recolzi sobre una cara plana i donant al pla d'enllaç amb el bastidor del plat revòlver la inclinació que es vulgui.
- El bastidor del plat revòlver sosté el pes del motor pas a pas i els 5 subconjunts broquets i, per tant, l'enllaç amb la peça anterior es basa en unions cargolades sobredimensionades per assegurar la correcta fixació del bastidor i que aquest es deformi el menys possible, donat que no hi ha possibilitat de trobar recolzament a l'extrem oposat per una altra peça que facilités una fixació complementària a les guies: en un altre concepte de disseny que no es detalla, la sortida dels filaments quedava bloquejada per aquesta peça descartada.
- L'eix del motor i el plat d'alumini que porta tots els subconjunts broquets s'enllacen mitjançant un acoblament. La rigidesa del conjunt i una reducció d'esforços sobre el passador que manté fix l'acoblament es garanteix amb una peça de suport intermèdia entre plat i bastidor que incorpora un rodament per a evitar fregament, vehiculant el pes de tot el conjunt plat-subconjunts broquets directament cap al bastidor i les guies. Així aquest pes no és suportat per l'eix del motor pas a pas.

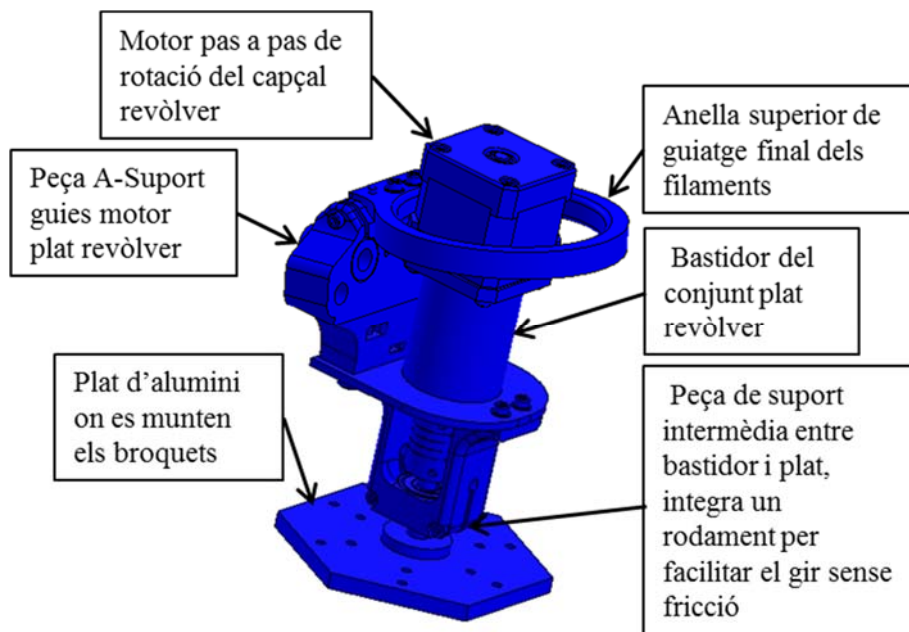


Figura 179. Subconjunt plat revòlver i detall de la seva morfologia. Font: [314] i pròpia.

Subconjunt broquet:

- Tal com mostra la Figura 180, s'estructura en tres zones ben diferenciades funcionalment: la superior, on hi ha el mecanisme de tracció del filament; la intermèdia, que és la que permet la unió al plat revòlver; i la inferior que és la que inclou el que de fet és un capçal complet d'extrusió d'una impressora 3D.
- A la zona superior, en el cas del subconjunt broquet central, es troba l'anella inferior de guiatge dels filaments. Una altra peça molt rellevant és el pinyó cònic que, en cas de posicionat del subconjunt per a treballar, ha d'engranar amb el parell cònic del subconjunt motor extrusor. La fiabilitat d'aquest enllaç és crític: si no hi ha engranament, no hi ha impressió 3D.
- La zona intermèdia incorpora dos aspectes de seguretat per a un acoblament correcte i una impressió 3D de qualitat: es tracta de l'allotjament per al pestell servoaccionat que incorpora el subconjunt motor extrusor, i de una zona plana més extrema en direcció radial que ha d'"aterrar" damunt el rodament d'anivellat en altura al subconjunt motor extrusor, fent estable la cota entre broquet i pla d'impressió.
- La zona inferior és directament un capçal de la impressora de codi obert BCN3D+.

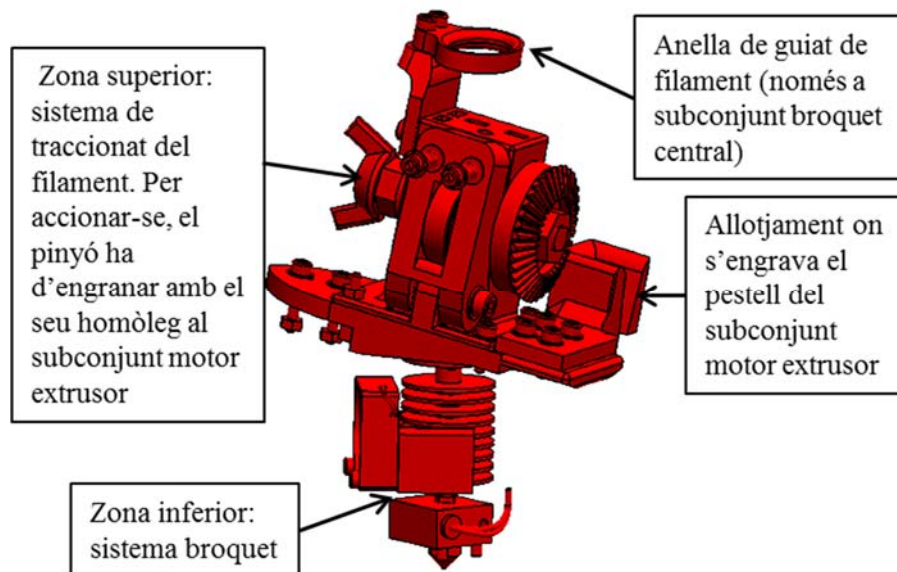


Figura 180. Subconjunt broquet i detall de la seva morfologia. Font: [314] i pròpia.

Subconjunt motor extrusor:

- Tal com s'aprecia a la Figura 181, fixa el motor pas a pas d'extrusió que dona sentit a l'enllaç entre pinyons (el d'aquest subconjunt i el del subconjunt broquet que hagi de treballar).
- Fixa el servoaccionament del pestell que ha de rigiditzar l'enllaç entre aquest subconjunt i el subconjunt broquet amb el qual s'acobli.
- Manté el subconjunt broquet amb el que estigui enllaçat en una posició vertical que permeti una extrusió de qualitat, partint del fet que els engranatges estan ben acoblats i el pestell activat. Per a això es disposa un rodament radial per a que un component del subconjunt broquet actiu llisqui suaument sobre el rodament i pugui de posició corregint l'alçada que es perd a causa de la deformació pel pes propi de tot el conjunt plat revòlver + subconjunts broquets. És imprescindible dotar a aquest rodament de capacitat de ser regulat en altura, que en aquest concepte exploratori es basa en simples colissos per on donar recorregut a l'eix i altres elements que suporten el rodament.
- Disposa d'una fixació a les guies basada en 4 rodaments lineals, per facilitar el recorregut suau en direcció X a la vegada que l'enllaç és prou rígid de cara a possibles esforços de flexió.

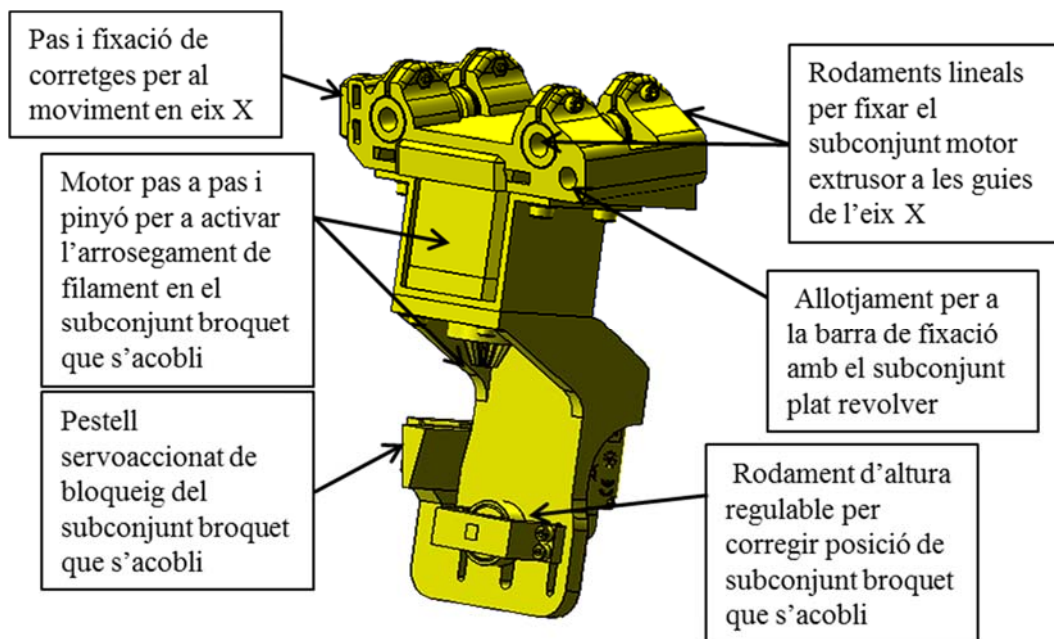


Figura 181. Subconjunt motor extrusor i detall de la seva morfologia. Font: [314] i pròpia.

En aquest punt es deixa per acabada aquesta fase d'exploració, considerant que hi ha prou activitat realitzada com per considerar la materialització i prova del concepte explorat. Es disposa d'un disseny prou detallat de capçal revòlver basat en la integració de 5 broquets que, alimentats per 5 filaments, permetrien fer un salt cap a la multimaterialitat de la impressió 3D en tecnologia FFF.

Al final del capítol es justificarà la decisió de portar aquest concepte a la seva materialització a nivell experimental tot basant-se en el disseny presentat, activitat que s'exposarà al proper capítol.

7.5.2 Broquets convergents de 4 filaments

A l'apartat 7.4.2 s'ha exposat els punts clau d'interès d'aquesta línia de recerca, que es resumeixen en:

- Un sol capçal basat en diversos broquets independents, amb extrusió controlada individualment.
- A diferència del capçal revòlver precedent, materials diferents convergeixen a un punt geomètric, havent incertesa sobre si realment això serà possible. A més, no cal moure els broquets per activar-los.
- Tampoc hi ha cambra barrejadora, la mescla es simula per juxtaposició.

L'interès de no barrejar els filaments fins a arribar a ser depositats es considera d'alt interès de cara a fer combinacions de materials (PLA, ABS, Filaflex®, etc.) de manera que quedin virtualment barrejats. Es pot controlar així cada broquet donant els paràmetres d'extrusió (temperatura,...) que cada material necessita, i provar d'aconseguir diferents propietats físiques de la peça final. Fent un símil amb els metalls, seria com aconseguir aliatges entre

metalls no aliables mitjançant sinterització. Un interrogant que no es resoldrà és la possibilitat d'anar més enllà quant a materials i incorporar capçals amb líquids solidificables, limitant-se la recerca a la deposició de filaments termoplàstics típics de la tecnologia FFF.

Llavors, l'objectiu plantejat és el disseny d'un capçal limita a dipositar materials diferents i sense barrejar, en diferents proporcions, per tal d'aconseguir:

- Disposar d'almenys quatre materials diferents en un prototip.
- No disposar de cambra barrejadora, evitant l'acció de purga en canviar de material.
- Orientar el disseny per a que tots els broquets independents dipositin el material en el mateix punt, simulant per juxtaposició l'efecte barreja de materials en el moment de la deposició encara que no s'hagin mesclat en cap cambra barrejadora.

Tot i el potencial d'aquesta línia, la finalitat del desenvolupament complementari a la recerca no ha estat arribar a imprimir peces fent combinacions entre els diferents filaments, sinó extrudir quatre filaments a la vegada de diferents colors al mateix punt, realitzant alguna impressió utilitzant el capçal dissenyat. Els motors de cada extrusor han estat controlats per la mateixa senyal, aconseguint peces de colors arbitraris en funció del filament carregat i de l'estat funcional de cada capçal. La tasca que s'exposa, doncs, s'ha centrat en el disseny mecànic i en les proves associades i no tant en la implementació d'un programari capaç de gestionar la impressió amb diferents filaments.

Com en el cas del multicapçal revòlver, el disseny del prototip experimental s'ha enfocat per a ser muntat en una impressora de codi obert existent, fent-li les adaptacions corresponents. El procés de treball ha estat evolutiu, de forma que al llarg del temps s'ha anat fent les proves sota diversos dissenys, aplicant millores i canvis: redissenys de la interfície entre capçal i impressora 3D, sistema d'alimentació, adaptació del control per a la gestió independent dels quatre broquets...

El punt més crític ha estat la conceptualització de la geometria dels conjunts broquets que d'una banda, són independents, però que de l'altra han de convergir en un sol punt de deposició. La compactació de tots els elements necessaris per a la correcta extrusió de 4 filaments planteja diversos problemes, com per exemple l'evacuació de calor de quatre capçals d'extrusió compactats en poc espai. En aquest aspecte s'ha completat la possibilitat d'aconseguir l'extrusió però no de fer-la estable al llarg del temps degut a la necessitat d'aplicar una solució a mida per extreure el gran calor generat.

Mentre que la línia d'experimentació del capçal revòlver està limitada a l'obtenció de prototips amb cinc materials diferents – que ja és un progrés considerable –, conceptualment aquesta via d'experimentació obre la porta a obtenir infinits materials basats en la combinació de quatre materials, per bé que amb les limitacions que pugui suposar el fet que estrictament no es té una clara barreja de materials, sinó una juxtaposició d'aquests en el moment de deposició.

Les conseqüències pràctiques sobre les característiques del prototip multimaterial resultat d'aquesta deposició per juxtaposició de materials, en lloc de barreja prèvia en cambra,

poden ser de diferent ordre depenent de quines siguin les característiques multimaterials que es consideren. Recordant l'apartat 3.3, en el qual es consideraven les característiques rellevant dels teixits vius de cara a obtenir prototips mimètics, la llista obtinguda era:

- Densitat
- Viscoelasticitat (materials tous) i viscositat (per a líquids)
- Resistència, consistència i textures de gel (en el cas de gels)
- Resistència al cisallament
- Mòdul elàstic i magnituds relacionades (mòdul elàstic transversal i longitudinal, velocitat longitudinal del so en travessar el material, velocitat de l'ona transversal del so, coeficient de Poisson, mòdul de compressibilitat, mòdul de cisallament,...)
- Duresa superficial
- Color

Una recerca exhaustiva hauria de considerar l'avaluació de les diferències, per a cada característica, del treball amb cambra de barreja o de treball sota deposició juxtaposada. En la present exploració d'aquesta via s'ha optat per iniciar l'exploració pel que fa al color, tot i sabent que un dels aspectes més interessant correspon al de la duresa: s'especula que, el treball mitjançant juxtaposició en lloc de barreja prèvia en cambra, a efectes macroscòpics no generarà excessiva diferència de valors de duresa i s'incita a que una de les línies de futura ampliació de la recerca abordi amb detall aquesta qüestió.

Un altre dels avantatges d'aprofundir en l'aspecte del color és la relativa simplificació del que suposa, a nivell de paràmetres, controlar el procés d'impressió. Usant el mateix material – filament PLA – però de color diferent, la variació dels paràmetres queda reduïda a la velocitat d'extrusió i no pas a controls diferenciats de temperatura derivats de diferents característiques físico-químiques dels materials.

Entrant ja, doncs, en la qüestió sobre quins colors s'espera obtenir mitjançant la deposició juxtaposada de fins a 4 filaments, es fa oportú fer una ullada a què diu la Teoria del Color al respecte que, bàsicament, són les regles per guiar una barreja de colors per aconseguir un color resultant. El punt inicial és determinar si s'estan barrejant colors en forma de pigments o de "llum". Aparentment, la present línia està barrejant pigments, però aquest fet com es veurà no és evident i, potser, s'està davant d'una barreja de color en forma de "llum". En el cas d'ús d'una cambra barrejadora prèvia a la deposició del filament, el model de treball és el CMYK (*Cyan, Magenta, Yellow*, i control (*Key*), és a dir variants de blau, vermell, groc i un afegit que en les impressores de paper és el negre, i que en impressió 3D pot ser tant el negre com el blanc, si no és que són tots dos). Segons els pigments dels filaments que es barregen, l'absorció d'espectre de llum varia i es deixa de reflectir una part d'aquesta, El model CMYK és, doncs, un model en el qual els colors visibles per l'ull són la part de l'espectre de llum no absorbida i, per això, també se'l coneix com a model subtractiu. Tot i que a nivell teòric no caldria afegir el filament negre, la barreja CMY no absorbeix tot l'espectre de llum: l'exemple més evident per a acabar de fer entendre el model és el de les impressores de color de paper, que adopten aquest model CMYK.

En canvi, en el model RGB (*Red, Green, Blue*) es controla l'espectre de llum emesa i no l'absorbida. És l'oposat al model CMYK, i es tracta de sumar colors, que es diferencien per les longituds d'ona d'emissió. Quan dues ones de colors diferents són rebudes per l'ull d'un espectador, aquest no és capaç de distingir-les i suma els dos colors donant-ne un de nou, i per això se'l coneix també com a model additiu. Utilitzant aquest principi i els tres colors primaris (corresponen als tipus de cons sensitius al color de l'ull humà, vermell, verd i blau), és com es generen els diferents colors. A diferència del model CMYK, en combinar aquests tres colors en màxima intensitat s'aconsegueix el blanc. Un símil seria la rotació d'un molinet amb els colors de l'arc de Sant Martí, on el resultat serà el color blanc.

Com s'ha dit, el desenvolupament experimental del present apartat, basat en la deposició juxtaposada de diferents filaments en un punt geomètric, planteja el dubte sobre si, en la deposició, els pigments s'hauran barrejat i el color percebut segueix el model CMYK, o en la juxtaposició no es produeix barreja i el color resultant es deriva de la composició que faci l'ull en superposar les ones dels pigments que estan un al costat de l'altre (model RGB). Així, la tècnica de pintura del puntillisme (moviment pictòric desenvolupat durant el segle XIX), utilitza punts i traces interrompudes de tonalitats pures per a crear els diferents colors. Jugant amb els colors i l'ordre amb què es pinten, els artistes puntillistes [323] estaven usant el model de colors RGB. Això no era el que la resta de pintors feien, que és aplicar el model CMYK tot barrejant pigments a la paleta per aplicar el resultat de la barreja al quadre.

Com a exemple, per a obtenir un color marró fosc que volgués emular al d'un fetge humà, cal orientativament:

- Amb el model RGB, juxtaposar tres unitats de filament vermell, dues de verd i una de blau.
- Amb el model CMYK, barrejar prèviament en la cambra sis unitats de filament groc, cinc de negre i tres de magenta.

En qualsevol cas, i de cara a la mimetització de prototips, aquest és un aspecte que pot ser resolt "in situ", tot explorant experimentalment quins són els colors que s'obtenen, i resolent quin ha de ser el model vàlid (CMYK o RGB) d'obtenció de nous colors. El desenvolupament experimental fet facilita dur a terme un treball aprofundit al respecte que no s'ha inclòs en la present recerca, però es pot continuar en el futur.

Similarment a la línia de capçal revòlver, es va partir de la geometria del capçal d'impressió 3D d'una impressora de codi obert de FFF (novament la BCN3D+), modificant-lo per tal que l'eix geomètric de deposició de plàstic fos de 40° respecte l'eix vertical, estimant després d'un procés iteratiu que aquesta era la inclinació òptima que d'una banda fa compatible la juxtaposició amb la deposició prescrita en un sol punt geomètric.

De manera que, partint de la unió virtual dels extrems de quatre broquets utilitzats a la BCN3D+, se'ls va donar l'angle de 40° esmentat respecte l'eix vertical. A partir d'aquí, es

va fer el disseny invers dels components que formen un extrusor per a tecnologia d'impressió 3D FFF. En aquests processos es van seguir dues línies conceptuals possibles de disseny, exposant-se únicament la que va ser materialitzada.

A la Figura 182 s'aprecia l'esquema del concepte inicial d'aquest sistema de quatre capçals independents convergents en un punt. Els broquets es munten inclinats al bloc calent (*hot block*), que internament fa una forma de colze a fi que els elements superiors recuperin la posició paral·lela a l'eix vertical, minimitzant les dimensions de tot el conjunt que, altrament, suposaria una reducció important de l'àrea de treball de la impressora 3D.

Les il·lustracions que segueixen en aquest apartat tenen com a font original el Treball Fi de Grau de Lluís Llenas [315], ja referenciat a 7.4.2, i realitzat sota la codirecció del present doctorand.

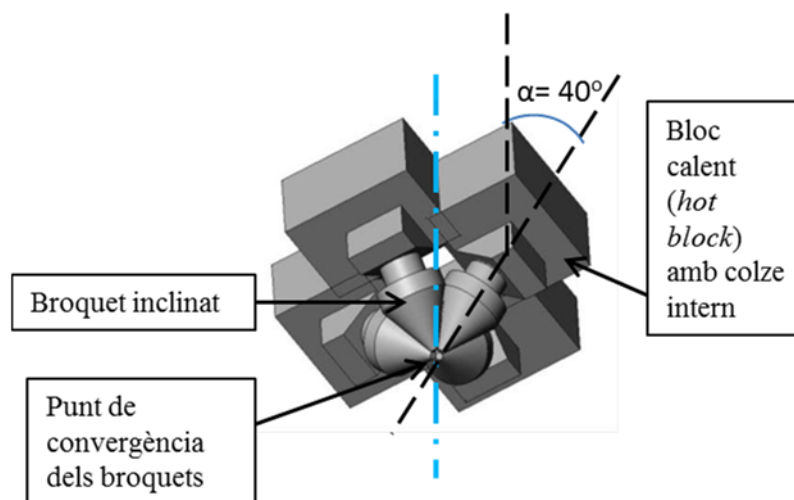


Figura 182. Vista isomètrica inferior del concepte inicial del sistema multicapçal. Els blocs calents precisen d'un procés d'optimització del disseny que elimini les col·lisions que s'aprecien. Font: [315] i pròpia.

La posterior evolució del concepte (Figura 183) va tenir en compte altres aspectes constructius a fi d'obtenir un disseny vàlid geomètricament: disposar cap enrere la part on hi ha allotjat el termistor per a evitar interferències, retocs sobre la part central per tal de què cada bloc calent no estigui en contacte amb el del costat mantenint un cert aïllament tèrmic.

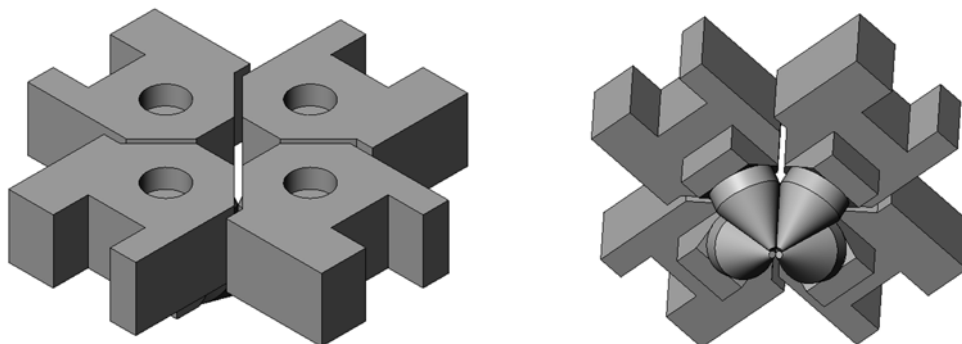


Figura 183. Vistes isomètriques superior i inferior del conjunt de blocs calents i broquets havent optimitzat les disposicions dels elements. Font: [315].

El procés de materialització de la conceptualització va prosseguir fent refinaments dels disseny, observables a la Figura 184:

- Per facilitar la mecanització del bloc calent: eliminant el buit que s'aprecia a la part posterior (allotjaments de la resistència i el termistor), simplificació del sortint a la part inferior de muntatge del broquet, ajust de dimensions, etc.
- Pel que fa al broquet, es va variar l'angle de la generatriu del con respecte als broquets que utilitzen les impressores BCN3D+, reduint-lo de 35° a 27° respecte a l'eix de revolució per a evitar les interferències pròpies de concentrar tots ells a convergir en un sol punt.
- Les aletes dissipadores d'alumini (*heatsink*), van ser retallades per a evitar interferències entre totes elles, però mantenint la forma de revolució que facilita el seu torneigament, limitant-se l'ajust a una operació de fresatge, estimant que aquesta acció no suposaria problemes a l'hora d'extreure la calor al fil de plàstic, i en cas necessari es facilitaria aquesta extracció mitjançant ventilació forçada.

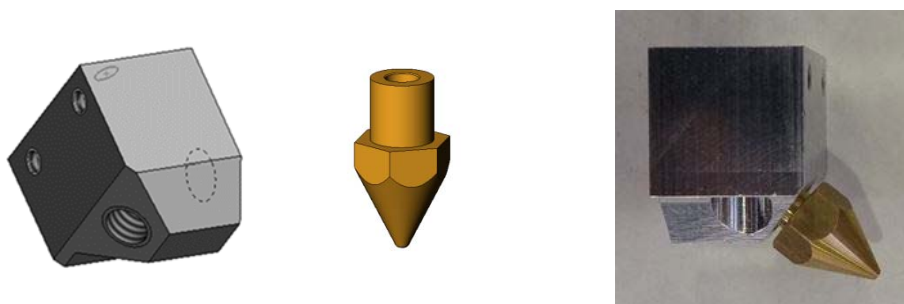


Figura 184. Vistes isomètriques del bloc calent i el broquet, i muntatge real d'ambdós components. Font: [315].

El resultat del disseny conceptualitzat amb els quatre capçals, així com el seu prototipatge en tecnologia SLS de la Planta Pilot del CIM UPC es mostra la Figura 185. Aquests prototips varen permetre de detectar nous perfeccionaments, com ara reubicar els allotjaments dels presoners de la resistència i del termistor per tal que fossin més accessibles.

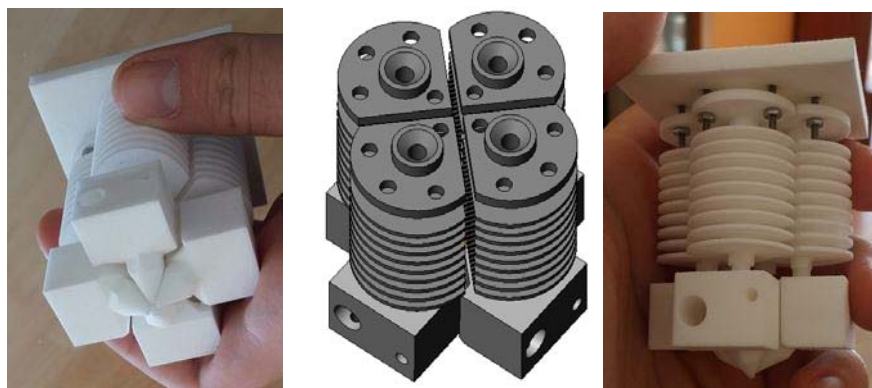


Figura 185. Vistes virtuals CAD i reals (prototips SLS) del sistema de broquets individuals convergents en un punt. Font: [315].

Plantejat un disseny estimat com a viable, es dóna per finalitzada la tasca de desenvolupament d'aquest concepte. El disseny s'ha prototipat inclús de forma bàsica, de manera que per aprofundir més cal ja passar a la seva materialització i prova real. El punt essencial serà verificar la qualitat i continuïtat de la deposició de més d'un broquet en un sol punt geomètric, condició per a assolir la multimaterialitat tant seqüencial – deposició diferenciada de cada broquet – com paral·lela – deposició simultània de més d'un broquet. Com en el cas anterior, al final del capítol es decideix si, basat en el disseny presentat, es progressa en la present línia en el proper capítol.

7.5.3 Materials creuats: croquitat i càlcul de solució de 4 filaments

Per a materialitzar dins del capçal aquests circuits de subdivisions i encreuaments es poden pensar diverses alternatives. Una primera aproximació seria mitjançant canonades cilíndriques (a imatge del filament) que es subdivideixen en quatre a partir del punt inicial de fusió del filament i que llavors s'entrecreuen. Els estudis i croquis realitzats, però, posen de relleu les dificultats d'aquesta opció: necessitat de molta longitud per evitar les col·lisions, impossibilitat de fer perforacions sense una generatriu recta en el bloc capçal,... Tot i això, amb tecnologies d'impressió 3D de metall es podria dur a terme un disseny compacte, com es fa avui en dia per a canals de refrigeració de geometria “impossible” en motlles d'injecció metàl·lics d'alt rendiment ([4], [324]) mostrats a la Figura 1. La impressió 3D en metall presentaria igualment altres tipus de problemes, com ara el seu cost o l'acabat superficial rugós que pot dificultar la circulació de filament fos de diàmetre molt petit.

La fabricació dels conductes dins un capçal mitjançant electroerosió de fil és un altre camí possible. Es tracta de subdividir el capçal en diverses “capes” (com si es fabriqués per impressió 3D de forma molt simplificada) tot fent cadascuna d'aquestes apart, i llavors superposant-les totes al final. L'avantatge és que la qualitat superficial dels conductes

resultarà molt millor que els estàndards d'impressió 3D de metalls, tot i que el cost global pot ser similar o superior, depenent de quantes capes calgui materialitzar.

A la Figura 186 es mostra una d'aquestes capes del capçal quines cavitats es materialitzarien per tall a fil. La recerca d'optimització ha portat a un disseny en que es combinen diverses formes de secció – quadrades, rectangulars, circulars...– fent que l'entrecreuament dels canals sigui simple i compacte. Els 4 filaments d'entrada es subdivideixen en un total de 16, per entrecreuar-se en els següents nivells fins a la sortida.

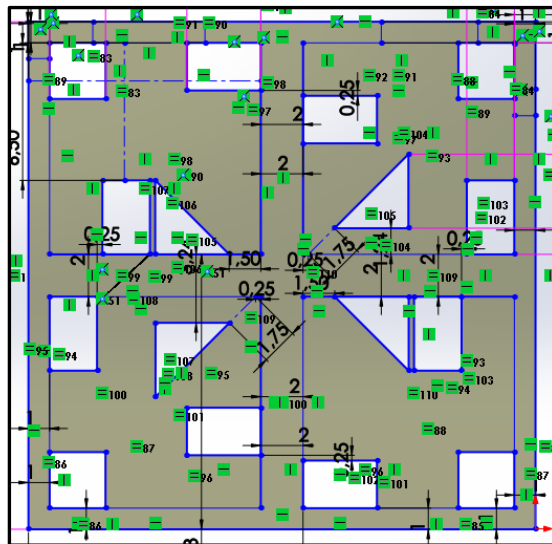


Figura 186. Croquis d'una de les capes (la segona) que formaran el capçal amb 16 subdivisions de filaments que s'entrecreuen. Font: [318].

Així, el detall del capçal constituït per capes és el següent:

- A les dues primeres capes es fa l'entrada dels filaments i la seva posterior subdivisió en quatre filaments. Les entrades dels canals no són iguals (quadrats, rectangles i triangles) ni tenen les mateixes àrees, a fi d'evitar dos problemes: col·lisions a l'encreuament posterior i pèrdues de càrrega desequilibrades ja que provocarien fluxos diferents segons llargada o recorregut del canal.
- A la tercera capa s'entrecreuen les vuit subdivisions de filament que tenen forma de rectangle i dues amb forma de triangle de tal manera que només queden pendents d'entrecreuar dues altres subdivisions en forma de triangle a la zona central. Les subdivisions en forma de quadrat corresponen a les quatre subdivisions de filaments als vèrtex dels conjunts que no cal entrecreuar, sent els únics de cada filament que mantenen la seva posició inicial.
- A la quarta capa els conductes que han estat creuats prenen la nova direcció de descens definitiva, deixant tot preparat per fer els dos darrers encreuaments en forma de triangle, que es fan a la cinquena capa.
- A la sisena capa tots els conductes ja han pres la seva ubicació definitiva. Estan entrecreuats i per tant els subfilaments es reagruparan i seran portats a confluïr al

broquet de sortida, pel qual la setena capa els prepara, amb una forma igual a la de la primera capa.

La Figura 187 mostra totes aquestes capes, de la 2 a la 6.

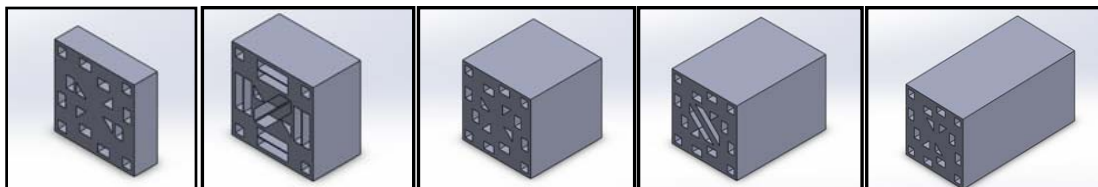


Figura 187. Disseny de capçal subdivisor i encreuador de filaments basat en nivells superposats. Font: [318].

El disseny cal completar-lo amb la disposició de la resistència i del termistor que permetran, respectivament, escalfar i controlar el flux de calor al capçal. Tot i que els capçals individuals superiors que aporten els filaments en estat fos ja tenen cadascun la seva resistència i termistor, és necessari mantenir l'estat de fluïdesa òptim dins del capçal de subdivisió i encreuament, pagant el preu que suposa afegir més elements de caràcter tèrmic i de control. A la Figura 188 es mostren dues versions del muntatge complet de la solució conceptual planejada. Com es pot veure, l'alta intrusió en direcció Z de la primera solució es veu pal·liada a la segona, amb l'objectiu de no veure disminuïda la cursa vertical de la impressora 3D.

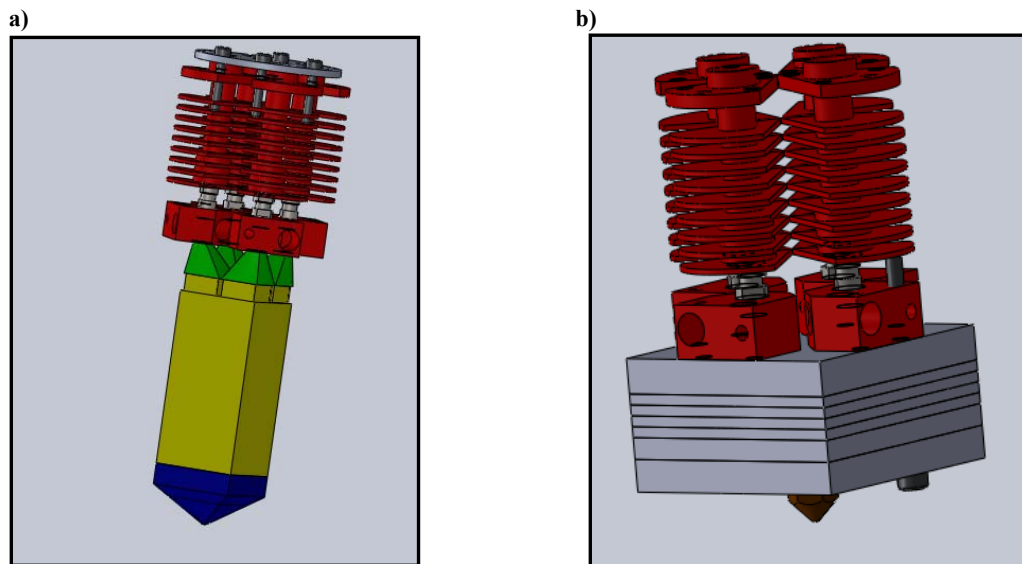


Figura 188. Dissenys del conjunt complet, amb sortida única final amb juxtaposició dels filaments. a) Solució inicial. b) Solució amb compactació en direcció vertical. Font: [318].

Un aspecte crucial per a la viabilitat tècnica d'aquest concepte és aconseguir un control sobre el flux dels subfilaments. Per a això, les eines de simulació fluidodinàmica són una eina per guiar les optimitzacions del disseny. Aquestes eines han de permetre conèixer les condicions del flux (temperatura, velocitat, pressió...) en cada punt dels diferents canals per on circulen els subfilaments. Un disseny que faciliti l'equilibrat de les pressions d'entrada i

sortida en tots ells és essencial, donat que no es pot exercir cap control sobre el procés d'extrusió més enllà de la temperatura global en el capçal i les velocitats amb la que els quatre motors d'extrusió fan avançar cada filament. Certament, les velocitats poden variar per a cada filament, però no és controlable a quina velocitat progressen el subfilaments en els quals es subdivideixen cadascun dels filaments: d'aquí la necessitat de simulacions fluidodinàmiques que garanteixin un disseny optimitzat, aconseguint el mateix flux de sortida per tots ells.

A la Figura 189 es mostra la simulació numèrica d'un dels possibles dissenys, en concret el flux de polietilè a 220°C pel conducte d'una de les subdivisions de filament. El conducte es compon de tres trams: inici de subdivisió, tram d'encreuament, i tram de descens i sortida. La velocitat màxima es fixa en 15 mm/s., una velocitat habitual en impressió 3D en tecnologia FFF. Prèviament a la simulació per ordinador, senzilla i visual, es pot estudiar el problema a nivell teòric (fórmula de Bernoulli) tot calculant les pèrdues de càrrega de cada conducte, sempre amb l'objectiu final de modificar el disseny fins que siguin iguals per totes les subdivisions.

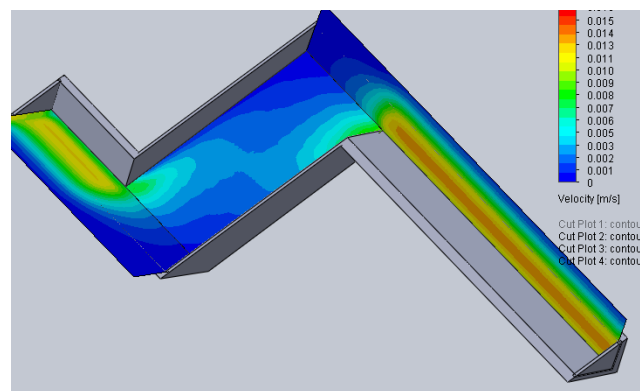


Figura 189. Simulació del flux de plàstic fos dins d'un canal. Font: [318].

És un concepte explorable si el que es desitja són peces amb variants de característiques (com el color) que es formin per combinació de filaments, sense limitar-se al ventall de filaments no combinats (però per contra de materials diferents, més enllà del color) que solucions com el capçal revòlver proporcionen.

Respecte al projecte anterior, la barreja per juxtaposició hauria de ser de més qualitat, però a costa de fer més complexa la solució i de limitar les diferències entre materials donat que les temperatures no estaran diferenciades per cada filament, en circular els subfilaments per conductes encaixats en un capçal comú. Això és una clara restricció a la multimaterialitat esperable.

7.5.4 Barreja en el capçal: predisseny exploratori de sistema simple

A l'apartat 7.4.4 s'ha exposat els punts clau d'interès d'aquesta línia de recerca, que es resumeixen en el fet que, respecte als tres conceptes anteriors, els filaments "s'aboquen"

a un sol capçal i surten per un sol broquet, fent molt simple la solució mecànica mantenint el concepte de multimaterialitat.

El fet que els filaments passin pel mateix capçal obre la porta a que sí puguin ser barrejats, per la qual cosa s'obre la porta a plantejar capçals amb barreja activa, o per contra deixar que els materials circulin pel capçal sense fer cap acció específica de barreja, prèvia a la deposició. Un inconvenient és que per passar d'un material a un altre, cal purgar prèviament el capçal, amb el cost de material i temps que suposa.

Partint del fet que hi ha realitzacions fetes en aquesta línia, el progrés respecte a l'estat de l'art s'ha comentat que es centraria en la consecució i la qualitat d'una barreja desitjada, la minimització del material a purgar en canvis de material, i la programació per a combinar i canviar materials.

L'apartat anterior finalitzava comentant els dos escenaris de treball possible en aquesta línia: capçal sense barreja activa i capçal amb barreja activa. En aquest apartat es desenvolupa el concepte més simple, el que no preveu fer barreja activa dels materials quan entren al capçal, tot fent el disseny d'un capçal amb tres filaments, del qual s'estudiarà a nivell virtual el comportament tèrmic. D'entrada, però, la forma més bàsica a analitzar és un sistema que permetés l'entrada de dos filaments per a ser extruït per un sol broquet.

Un estudi tèrmic de dues alternatives per a aquesta solució bàsica es pot consultar a [325], treball d'E. Sommerfeld codirigit pel doctorand. En aquest treball, es verifica a partir del comportament tèrmic que una solució que no porti directament els filaments a una cambra de barreja i fusió no sembla aportar cap avantatge addicional, al contrari: a part d'una gran intrusivitat donat el volum que ocupa, presenta riscos de que la fricció i un estat intermedi entre sòlid i líquid a l'estació intermèdia d'entrada dels dos filaments acabi provocant l'embussament i bloqueig de l'extrusió. Però amb els ajustos dimensionals i d'equilibri tèrmic adients, permetria que els dos filaments entressin perfectament junts a un *hotblock* conegut i testat, que no és altra que el que s'utilitza a les impressores 3D monoextrusores. Es garantiria així el mateix nivell de fiabilitat ja conegut per a aquestes impressores.

En qualsevol cas, es posa de relleu la utilitat que nous conceptes de barreja de filaments siguin prèviament estudiats amb eines com les simulacions de comportament tèrmic mitjançant elements finits, com mostra la Figura 190.

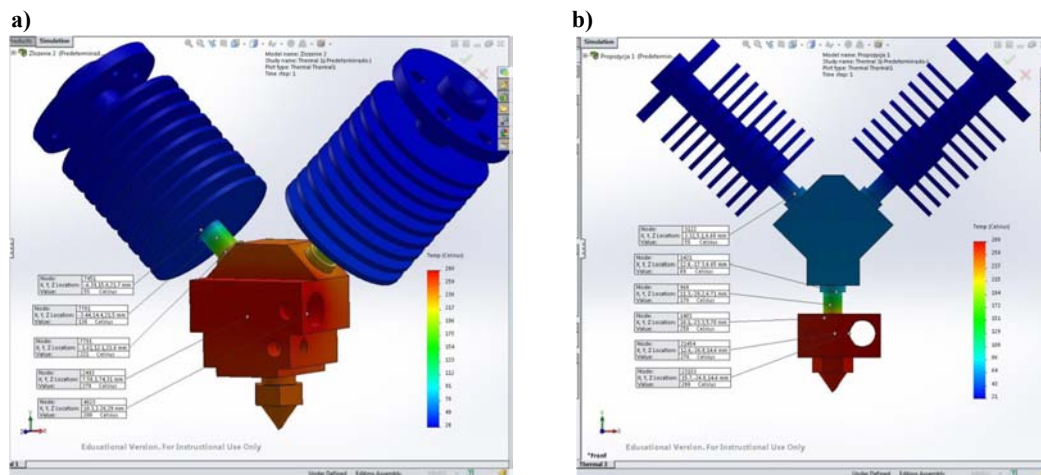


Figura 190. a) Simulació CAE del comportament tèrmic amb recepció directa dels filaments a *hotblock* dissenyat a mida. b) Alternativa amb peça intermèdia per portar els filaments cap a un *hotblock* estàndard.
Font: [325].

Un pas següent és igualar el nivell de tres filaments que proporcionen algunes realitzacions al mercat i estudiar, amb una solució pròpia, quines dificultats apareixen. En aquesta línia, els detalls de la present recerca es troben a [326], treball de Laura Rey codirigit pel doctorand.

A continuació s'exposen els aspectes fonamentals i resultats vinculats a la recerca. No es disposa de cap element de barreja activa, de manera que en principi s'està obert a dur a terme barreja de filaments o que aquests circulin de forma seqüencial.

L'activitat s'inicia doncs plantejant el disseny d'un capçal amb tres aportacions de filaments per entrades independents. Com a requeriments bàsics s'estableix que:

- Com en altres casos, es procurarà aprofitar el màxim de components de solucions de codi obert a fi de concentrar l'activitat en aquells aspectes clau de la recerca, com és la geometria del capçal. Així, el seu disseny es farà compatible amb resistències, *heatbreaks*, dissipadors de calor,... corresponents a les impressores 3D del projecte BCN3D del CIM UPC.
- Per reduir al màxim el material que caldrà purgar en canvis de material, es procurarà reduir el trajecte que va des de l'entrada dels filaments al capçal a la seva sortida pel broquet.
- El capçal serà tan petit com sigui possible: un volum reduït afavoreix el control sobre la temperatura i la seva homogeneïtat.
- L'entrada de diversos filaments implica necessàriament un angle d'inclinació dels conductes de pas del filament dins del capçal, que convergeixen a la sortida vertical pel broquet. Aquest angle convé que sigui el menor possible a efectes d'evitar resistències que provoquin un embussament. Es fa imprescindible que l'angle sigui rellevant per evitar la col·lisió entre els elements dissipadors de calor que precedeixen al capçal, tal com mostra la Figura 191:

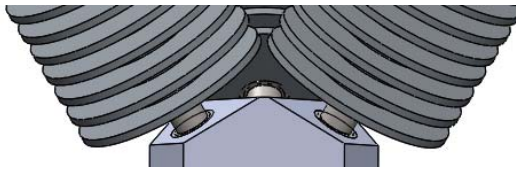


Figura 191. La compactació dels canals d'entrada de filament té com a límit la col·lisió entre els dissipadors (*heatsink*) de calor. Font: [326].

Una elevada inclinació dels canals afavoreix, tal com es mostra la Figura 192, un menor recorregut del filament dins del capçal, però per contra aquesta excessiva inclinació pot perjudicar la circulació fluida d'aquest.

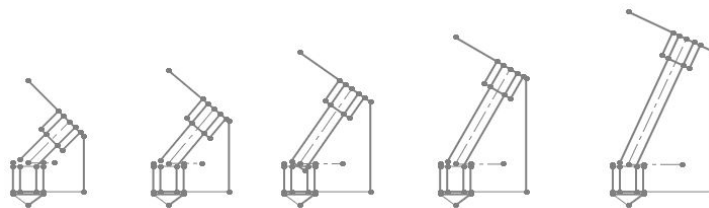


Figura 192. D'esquerra a dreta, angles decreixents respecte a l'eix vertical augmenten la longitud necessària dels conductes d'entrada del filament al capçal tot i que faciliten la circulació del filament. Font: [326].

A la Figura 193, es mostra un predisseny amb un angle d'inclinació dels conductes respecte a l'eix vertical de 35° per a dos d'ells, i de 45° per al tercer. Aquest angle reduït fa que els conductes d'entrada siguin més aviat llargs, però junt amb la facilitat de circulació del filament es té també la compacitat resultant del conjunt, i és que, com més gran sigui la inclinació, major serà la intrusivitat del capçal, amb una possible reducció de la superfície d'impressió.

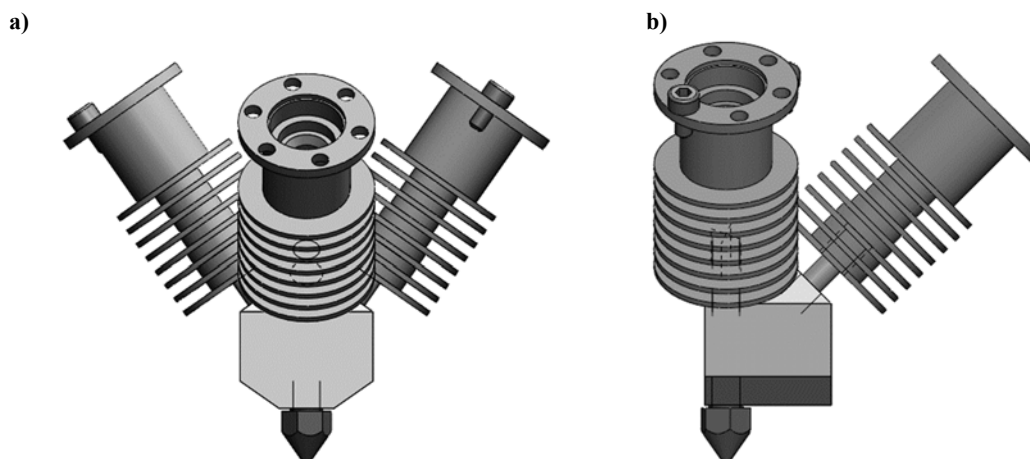


Figura 193. a) Predisseny d'un capçal de tres filaments amb entrada a 35° respecte a l'eix vertical per a dos d'ells. b) El mateix predisseny, però mostrant el tercer capçal amb entrada a 45°. Font: [326].

Un aspecte a verificar amb l'aportació de tres filaments és el correcte comportament tèrmic del capçal. Aquest té un disseny fet a mida per donar curs als tres filaments, i es

desconeix si amb una sola resistència, com els capçals monofilament, serà suficient per garantir les temperatures de treball habituals (al voltant dels 220°C). D'altra banda, cal assegurar que els *heatbreaks* actuaran correctament i que el salt tèrmic entre el capçal i els dissipadors d'alumini és l'esperat, de forma que no hi ha estovament o fusió de filament fora del capçal.

És per això que es duu a terme una simulació numèrica d'aquest comportament tèrmic. Això es fa amb el mòdul d'elements finits del programari Solidworks®, un cop traçat un predisseny CAD del capçal. A la Figura 194 s'aprecia, mitjançant un mapa de colors, la distribució de temperatures que s'assolirien si estigués permanentment connectada. Sense donar-ne el detall, aquestes són molt elevades, i és que el funcionament normal dels capçals en impressió 3D es basa en cicles de connexió-desconnexió.

En activar la resistència (amb 40 W de potència), la calor arriba ràpidament a tot el bloc d'alumini, molt conductor, fent que hi hagi una distribució de temperatures en el seu volum força homogènia. La convecció que es produeix a la superfície del capçal (entre 5 i 20 W/K·m²) indueix llavors irregularitat en aquesta distribució, que d'altra banda és útil per a que no arribi massa temperatura a la zona d'entrada de filament. Per assegurar aquesta situació, la convecció de l'aire es força amb ventiladors, que extreuen sobretot calor dels radiadors per on passa el filament que entrarà al capçal.

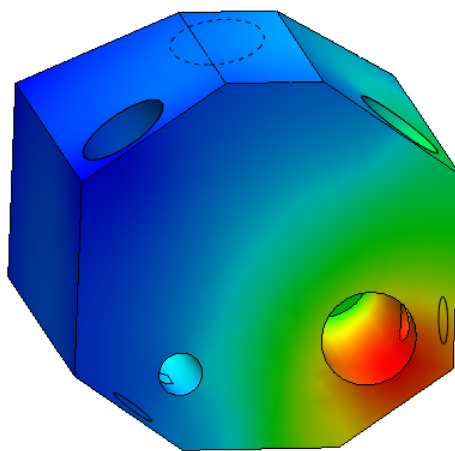


Figura 194. Distribució qualitativa de temperatures en el bloc d'alumini que constitueix el capçal, en un escenari d'activació permanent de la resistència i una convecció natural de l'aire. Font: [326].

La simulació del cicle normal de treball basat en aconseguir que el broquet tingui una temperatura compresa entre 195°C i 225°C es basa, com s'ha dit, en la connexió i desconnexió cíclica de la resistència. D'altra banda, cal ajustar també les condicions de treball referides a la convecció: si bé aquesta és en gran part de caràcter natural al capçal, es considera forçada a la zona dels dissipadors de calor (*heatsink*) on es tenen ventiladors a l'efecte, així com a la zona final del broquet, on es busca que el filament, en ser dipositat, solidifiqui ràpidament.

Per a l'activació i desactivació, es fa lectura del punt on al capçal es troba el termistor (forat contigu al costat de la resistència). Tal com es fa en les impressores 3D, es simula l'activació de la resistència quan la temperatura en el punt indicat baixa als 205°C, i la desactivació quan puja als 220°C: aquest marge és el que empíricament s'ha considerat com a òptim per a que, tenint present la inèrcia tèrmica del bloc, la zona del broquet es mantingui en el marge abans indicat. Aquestes condicions de treball s'apliquen llavors a la simulació de 120 passos, basat en un cicle de 600 s, i lectura de dades cada 5 s.

A la Figura 195 es mostra en forma de gràfica l'evolució de diversos punts crítics per avaluar la bondat del disseny efectuat. El punt de temperatura més alta és el del termistor, que és el que marca la connexió i desconexió de la resistència. A continuació es té la temperatura del broquet, que es manté dins dels marges previstos. Les temperatures del capçal són homogènies, i és per efecte de la convecció natural que pateix que la temperatura a la zona per on entra el filament (*heatbreak*, part inferior) és uns 10°C inferior a la del capçal. Aquesta elevada temperatura del filament a l'entrada del capçal no ha de preocupar, doncs es mostra clarament l'elevat salt tèrmic que imposa el bon treball del *heatbreak* així com la convecció forçada del radiador. El resultat és, doncs, el manteniment del filament, abans d'entrar al capçal, a una temperatura molt inferior a la de transició vítria dels termoplàstics habituals usats en impressió 3D, evitant l'embús de material a la zona d'entrada al capçal.

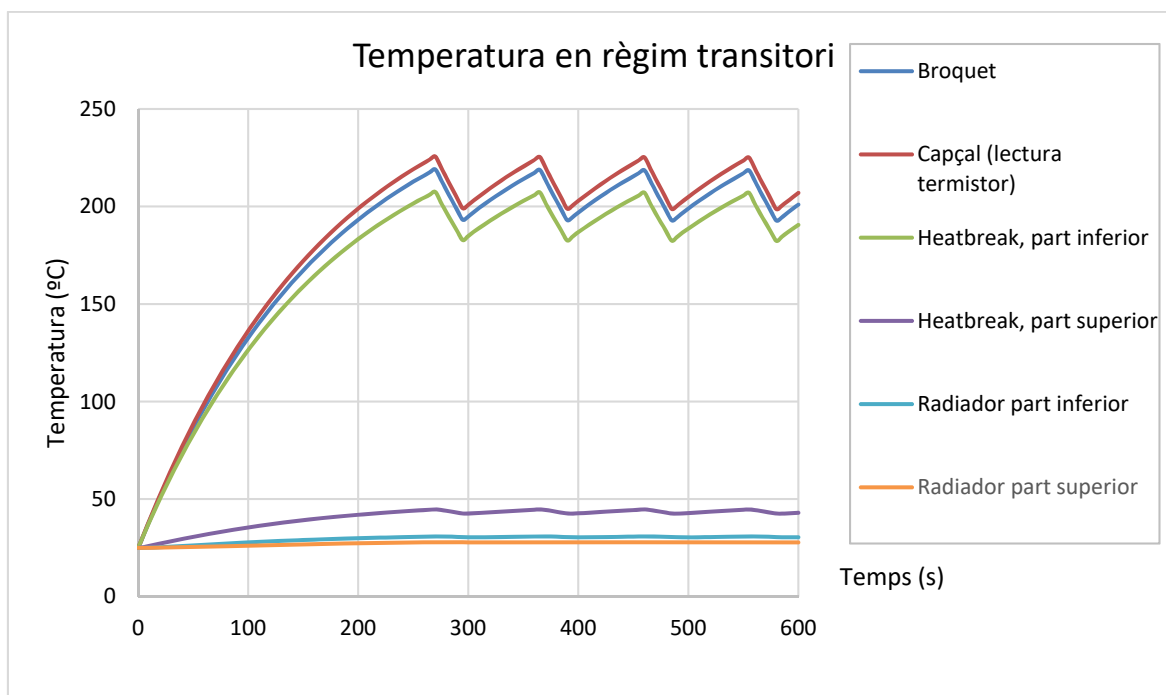


Figura 195. Simulació de règim de treball mitjançant CAE en el programari SolidWorks®. Després de 4 minuts de règim transitori d'escalfament, s'inicien cicles regular de connexió-desconnexió de 95 s. Font: [326].

Aquest salt tèrmic entre elements dissipadors i bloc del capçal s'aprecia clarament a la Figura 196, que representa la distribució tèrmica a tot el conjunt durant un dels pics de temperatura previs a la desconexió de la resistència.

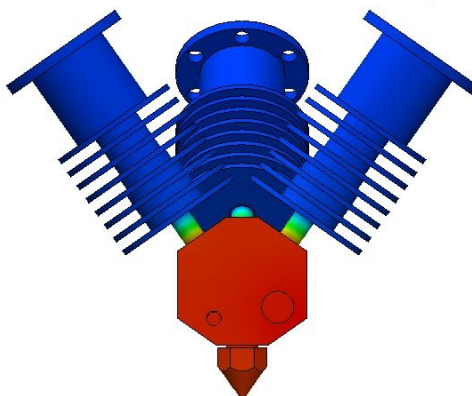


Figura 196. Simulació tèrmica del capçal amb 3 aportacions de filaments en el moment previ a la desconnexió de la resistència. El termistor en aquest instant té una lectura de 220°C. Font: [326].

Per acabar de donar per vàlid aquest predisseny exploratori cal veure si les temperatures als 3 conductes d'entrada són prou homogènies com per considerar que no hi haurà problemes de funcionament erroni de canvis o barreja de filaments. A partir de l'anàlisi en detall, es determina que aquestes diferències no superen els 4°C, i estan compreses entre valors de temperatura que garanteixen un estat de fusió del filament, tal com es mostra a la Figura 197.

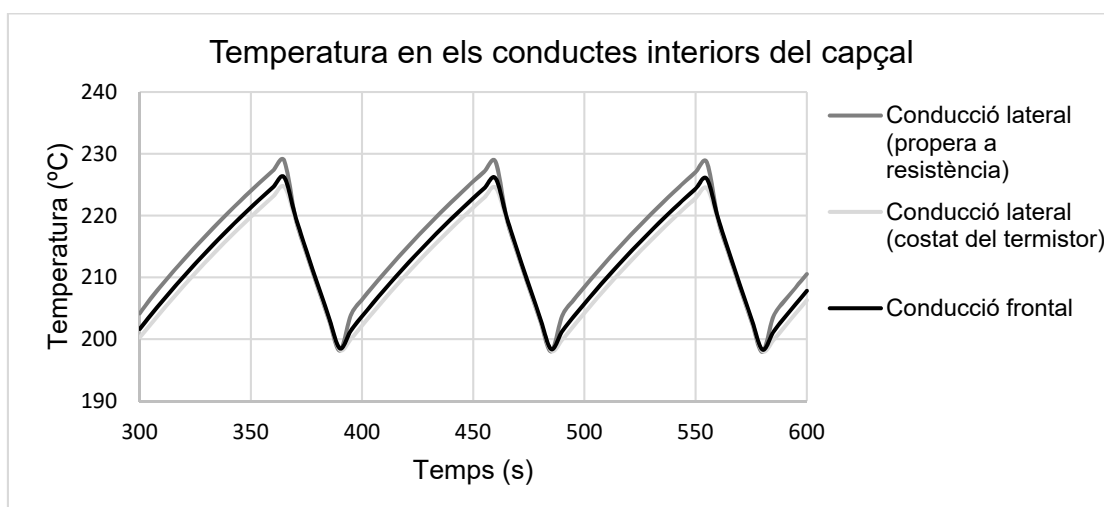


Figura 197. Evolució de les temperatures als conductes interiors d'entrada de filaments del capçal. La zona temporal estudiada és la de règim, un cop passat el període d'escalfament i algun cicle inicial. Font: [326].

La conclusió que es deriva de la recerca de caràcter tèrmic efectuada és que, malgrat les majors dimensions del capçal respecte a les habituals d'un sol filament, amb una sola resistència es tindrà prou per a garantir una correcta fusió dels filaments.

Una crítica a la fiabilitat d'aquesta simulació és el fet que no s'ha modelitzat el flux de filament, quina absorció de calor suposa a la fi el motiu de disposar la resistència. Aquesta simplificació es deriva del fet que no hi ha diferència entre el flux de filament per al cas d'un broquet amb un filament que en el present de 3: si s'està produint una

barreja de filaments, la seva alimentació serà proporcionalment més lenta per garantir que la sortida final pel broquet és sempre igual. És a dir, el volum de filament a fondre per unitat de temps no queda alterat pel fet que es puguin aportar 3 filaments en lloc d'un de sol, i per tant la potència tèrmica necessària a aquest efecte és també la mateixa que en el cas dels capçals d'un sol filament quin bon funcionament és conegut. A l'hora d'efectuar l'experimentació real és segur que hi haurà diferències degut a aquest fet, però la seva conseqüència no serà la necessitat de més resistències sinó un possible allargament del temps d'activació d'aquesta i una reducció de temps de la seva desactivació.

7.5.5 Catalització de poliuretà: proves i predisseny de prototip experimental

A l'apartat 7.4.5 s'ha exposat els punts clau d'interès d'aquesta línia de recerca, resumibles en el fet d'aconseguir mitjançant l'ús de material en forma líquida els valors de duresa baixos que els filaments, en general, no permeten. Es citava que aquesta línia no busca tant la multimaterialitat com fer front a les dificultats de combinar líquids per a provocar la seva solidificació en un procediment d'impressió 3D, i analitzar la dificultat de la seva consolidació per capes. L'apartat finalitzava amb la decisió d'abordar el desenvolupament d'un prototip experimental de 4 entrades i amb sistema de barreja actiu i comentant les aportacions que això suposaria a l'actual estat de l'art, molt escàs en aplicacions de poliuretà per a impressió 3D.

Com en apartats anteriors, les Figures que segueixen en aquest apartat tenen com a font a [327], el treball final de grau d'Alejandro López realitzat sota la codirecció del present doctorand.

L'experimentació s'ha centrat en poliuretans que s'obtenen per reacció de dos components (poliol i isocianat), donat que són els més habituals, i així s'impossibilita la reacció fins el moment de la barreja. És un material força conegut pel doctorand, donat que al CIM UPC el poliuretà s'utilitza com a matèria prima per a presèries de prototips, colats en motlles de silicona al buit, havent obtingut els motlles gràcies a l'ús de models de partida fets per impressió 3D. Per a copsar la complexitat del treball amb poliuretà, es mostra seguidament com és aquesta operativa del dia a dia al CIM UPC que d'alguna forma es vol traslladar a la impressió 3D:

En concret, es detalla per a un poliuretà tou, el UPX 8400, mencionat ja a l'apartat 5.1.3 *Poliuretans*, usat a la indústria d'automoció per obtenir peces prototip que simulin un elastòmer. Aquesta prestació requereix el concurs d'un tercer element a la barreja d'isocianat i poliol, anomenat estenedor. Segons la proporció d'aquest, el material final tindrà una duresa compresa entre els 95 Shore A (sense estenedor) i els 30 Shore A (aportant 7 vegades el volum d'estenedor respecte al d'isocianat o poliol, que estan en igual proporció).

El procés s'inicia escalfant a una temperatura de 40°C en forn els dos components bàsics, isocianat (B) i polioliol (A). Tenint el polioliol una temperatura de cristallització propera a l'ambient (15°) que dificultaria la reacció, aquesta és una prevenció obligada. Mesurats els volums necessaris de cada component a utilitzar, es fa la mescla del polioliol amb l'estenedor, afegint colorant si s'escau.

A continuació, els dos recipients amb la prebarreja i l'isocianat es disposen dins del pis superior de la màquina (Renishaw® Vacuum System 5/01, ubicada a la Planta Pilot del CIM UPC) on es colen al buit els poliuretans als motlles de silicona disposats al pis inferior. Durant uns 8 minuts, el buit aplicat a la cambra permet eliminar l'aire contingut als líquids i que suposaria un defecte de qualitat a les peces finals en forma de bombolles. Seguidament, de forma automàtica, l'isocianat es bolca dins de la prebarreja, i un agitador també automàtic consuma la barreja final que formarà el poliuretà. Les pales d'aquest agitador treballaran durant un màxim de dos minuts. Els gasos generats, tòxics, són extrets i filtrats cap a l'exterior. Igualment els operaris, en manipular posteriorment les peces, han de portar totes les EPIs necessàries, començant per una mascareta de filtres de carboni. La comparació a nivell mediambiental i de seguretat entre poliuretans i filaments de PLA els situen als dos extrems i, malgrat la recerca que s'efectua, seria un argument sòlid per no considerar l'ús de poliuretans en impressió 3D.

En aquest moment el motlle de silicona està a la cambra inferior, també al buit, i rep per vessament el material, que entra pel canal de colada. Prèviament s'ha aplicat un líquid desemmotllant a la superfície interior que defineix la peça a fabricar per colada del poliuretà. El motlle de silicona, malgrat la seva aparent simplicitat, amaga un profund coneixement tecnològic sobre com aconseguir una peça perfecta gràcies a la disposició de canals de sortida de gasos, punt d'entrada, disposició de nois i inserts... i revela fins a quin punt les tecnologies més modernes de fabricació additiva necessiten el concurs de persones amb una alta preparació per treure'n tot el profit.

La peça, un cop colada, no s'extreu de seguida del motlle. D'entrada, fins passat el temps corresponent al seu *pot life* – de 9 a 15 minuts per a aquest tipus de poliuretà – la peça estaria perillosament tova i la seva manipulació la deixaria amb deformacions irreversibles. Així, tot el conjunt passa a un forn a 70°C durant unes dues hores a fi que, malgrat ja estigui sòlida, completi de la millor manera possible el seu curat, i garantint que un cop extreta serà el màxim funcional possible. La reacció química de formació de poliuretà és exotèrmica, a uns 55°C, i experimentalment es coneix que fins a 70°C el seu curat es pot accelerar sense que es comenci a produir la seva degradació. Tot aquest esquema de treball es pot veure a la Figura 198.

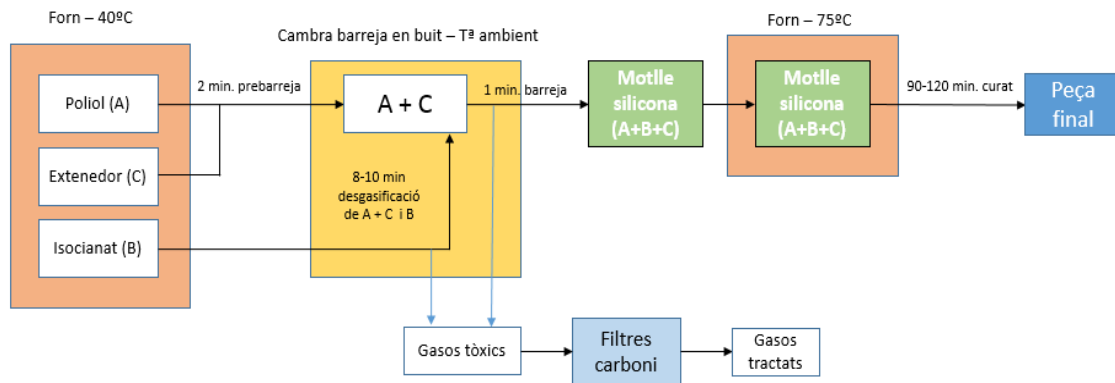


Figura 198. Procés típic utilitzat al CIM UPC de fabricació per colada d'un component en poliuretà elastomèric en motlle de silicona. Font [327] i pròpia.

Del procés detallat es dedueix que, per formar el poliuretà en un procés d'impressió 3D directe, es fa necessària una cambra prèvia a la deposició on es pugui efectuar una barreja activa dels components. Aquest plantejament és comú amb l'experimentació mostrada a l'apartat anterior, on es fonien i barrejaven termoplàstics de diferents filaments, tot i que es plantegen noves dificultats, com ara la forma en la qual traslladar el concepte de prebarreges i barreges posteriors en un procés que ha de ser continu, i que en el procés de motlle de silicona és discret.

Alguna diferència òbvia respecte al procés de filament en tecnologia FFF és la no necessitat d'escalfar el capçal a 200°C doncs no cal fondre res, en formar-se el poliuretà per reacció química, tot i que serà d'interès mantenir unes condicions de treball entre 30 i 70°C.

Un altre punt atractiu del poliuretà que es dedueix del procediment descrit és la seva versatilitat: tot i que estrictament es parla d'un sol material, la seva forma possible de presentació en diferents colors (l'aportació de pigments esmentada), densitats (possible injecció d'aire), dureses (proporció d'additius com ara estenedors)..., el fan teòricament capaç de formar un prototip "multimaterial", i és per aquests motius que en el capçal cal pensar en més de dues entrades, a fi d'additivar-lo convenientment. Es pot fer la comparació amb els prototips "multimaterials" de la tecnologia d'injecció de fotopolímer, on usant resines de diferents característiques es pot fer que un prototip no sigui homogeni.

S'ha prioritzat la verificació de les dificultats de la impressió 3D amb poliuretà tot utilitzant un material que només requereix dos components, de cost limitat i fàcil accés, en aquest cas l'Urelast 40SA®, també descrit a l'apartat 5.1.3 *Poliuretans*. És un poliuretà tou, amb duresa Shore 40A, un valor d'entrada més baix que els filaments flexibles per a tecnologia FFF, i per tant serveix com a referent per a l'àmbit en el qual els poliuretans esdevenen d'interès per a la fabricació additiva de prototips d'assaig quirúrgic.

Com a dificultat s'aprecia que el temps útil d'aplicació és igualment llarg, d'uns 10 minuts, simular al citat pel UPX 8400 mostrat en el procés de colada descrit anteriorment. Tant un com l'altre es consideren inviablés per a processos d'impressió 3D per l'efecte d'haver d'esperar aquests períodes entre capa i capa. I és que dels poliuretans és difícil esperar valors instantanis de catalisi-solidificació com s'està acostumat als termoplàstics, amb refredament-solidificació immediat a la deposició. És un requeriment essencial un ràpid assoliment d'una consistència que faci la deposició resistent als esforços de cisallament i compressió que suposa la superposició de capes en la fabricació additiva. Altrament és un possible motiu de l'exclusió del poliuretà com a material per a la impressió 3D, per bé que estigui present en els productes industrials sota altres mètodes de fabricació.

Vistes les prevencions sobre el temps de catalisi necessari per a obtenir una consistència suficient, el primer pas a la present línia no ha estat procedir directament a la deposició de poliuretà mitjançant impressió 3D, sinó estudiar, a partir de proves de deposició manual de superposició de dues capes, la validesa de la dada del temps útil d'aplicació, com a referència del temps que cal esperar entre capa i capa. També es vol veure si la temperatura és un factor important al respecte que justifiqui l'esforç dedicat a disposar d'un volum de treball a temperatura comprès entre els 50 i 70°C.

El plantejament de l'experiment bàsic, realitzat amb l'Urelast 40SA®, ha estat llavors:

- Es completen sèries d'assaig a tres temperatures: 50, 60 i 70°C. Per a això s'utilitza un forn elèctric de 1,6 kW.
- S'estableix una superfície quadrada de 30x30 mm on es dipositarà de forma manual, mitjançant xeringa, un volum de poliuretà un cop feta la barreja durant 2 minuts dels components A i B que el formen. La quantitat de poliuretà serà la que permeti ocupar de forma completa aquesta àrea sense desbordament. L'alçada teòrica estimada de la capa que així es forma s'ha vist que és, amb assaigs previs, de 0,55 mm, relacionant-se aquest valor amb la seva viscositat i la seva tensió superficial.
- Per a cada temperatura s'omplen diversos quadrats (veure Figura 199), sobre els quals la segona capa seran fets a temps diferents, mesurant-se l'alçada resultant que teòricament hauria de ser de 1,1 mm.

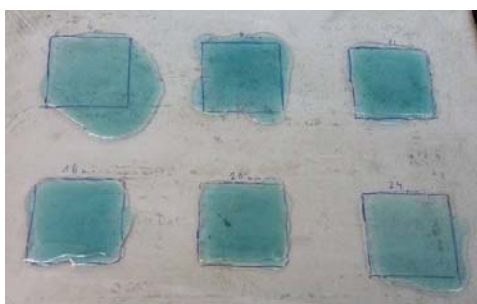


Figura 199. Proves de deposició de dues capes de poliuretà a 70°C. La segona capa ha estat dipositada en intervals de temps diferent, considerant $t=0$ el moment de deposició de la primera capa. Font [327].

S'obtenen així tres corbes en funció de la temperatura (veure Figura 200), en que a l'eix de les abscisses es disposa el temps en minuts que s'ha esperat a fer la 2^a capa respecte a la primera i en el de les ordenades l'altura que assoleix el conjunt de les dues capes en mm.

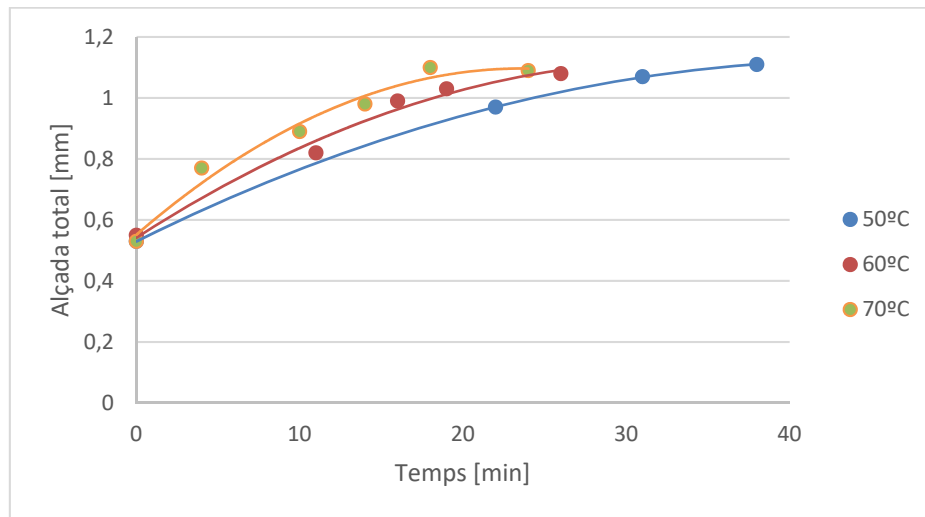


Figura 200. Alçada de capa respecte al temps, per 50, 60 i 70 °C. Font [327].

S'observa com el mínim temps per tenir una altura propera a la teòrica esperable és de 17 minuts, sent la temperatura uns 70°C. La lectura que es fa és que cal esperar 17 minuts a dipositar una nova capa a fi que l'anterior sigui prou sòlida com per a no cedir davant del pes de la nova capa. No són bones notícies, donat que aquest temps és molt més elevat que els 8 a 13 minuts que segons les dades del fabricant té de temps útil d'aplicació a 25°C el poliuretà utilitzat. També s'aprecia com, per a 50°C, aquest temps ascendeix a 40 minuts. No hi ha doncs prou amb esperar a que el producte tingui el doble de viscositat a fi de procedir a dipositar una nova capa. La conclusió és que després d'aquestes proves senzilles, el poliuretà es revela com un material poc atractiu per a la impressió 3D, doncs l'esperança de disposar de temps propers a zero entre capa i capa amb materials comercials estàndards s'ha allunyat més del que indicaven els valors de temps útil d'aplicació extrets de catàlegs. En qualsevol cas, aquest resultat no han fet abandonar l'objectiu de completar algunes proves d'impressió 3D amb poliuretà, o com a mínim de preparar un equip a tal fi.

Això serà abordat al capítol 8, en el que una de les activitats d'intensa dedicació serà sotmetre impressores 3D de codi obert a les modificacions necessàries per integrar els conceptes exposats. Per al present concepte d'ús de poliuretà, els requeriments per a una impressora 3D que es tindran en compte es resumeixen en els següents punts:

- Es precisa un sistema tèrmic que faciliti que la temperatura dels components en contacte amb el poliuretà, a partir del moment de la barreja i fins a la solidificació a la plataforma, estigui compresa entre 50 i 70°C (més enllà de 70°C no hi ha reducció de temps de catalització per augment de temperatura).

- Cal un sistema d'alimentació i regulació del cabal dels components que es barrejaran, també de forma controlada, per formar el poliuretà, a fi que ho facin en la proporció correcta i el moment adient.
- Cal esperar un temps proper al doble de l'indicat com a temps útil d'aplicació del producte per a dipositar una nova capa de material sense risc de col·lapse.
- L'elevada adherència del poliuretà és un altre factor rellevant en contra del seu ús, doncs pot arribar a bloquejar els conductes per on passa. Aquest efecte es pot combatre de diverses maneres: utilitzar components d'un sol ús allà on hi entri en contacte, aplicar productes desemmotllants en aquests mateixos llocs per evitar l'adhesió – com es fa en els motlles de silicona – , i establir una disciplina de neteja dels punts essencials, fent, a més, que el seu muntatge i desmuntatge sigui senzill.
- Dotar a l'entorn i als usuaris una protecció adient donada la perillositat dels vapors que genera el poliuretà.

Desenvolupat, doncs, el concepte, en el capítol 8 es materialitza un prototip experimental al respecte.

7.5.6 Proves de viabilitat i avaluació dels temps d'impressió 3D amb silicona

A l'apartat 7.4.6 s'ha exposat l'interès de la silicona com a material més “amable” que el poliuretà per a assolir els valors de duresa baixos requerits en prototips d'assaig quirúrgic. Les silicones, com els poliuretans, precisen de catalització per a reticular i passar de forma líquida a sòlida. A l'apartat 7.4.8 es plantejava com usar la silicona com a material per a prototips sense fer-la passar per a un capçal d'impressió 3D. Ara s'aspira a que, com en el cas del poliuretà, això pugui ser possible, a fi de no limitar l'àmbit d'aplicació del concepte com succeeix en el cas del procediment de la closca-motlle.

En el present apartat s'executen proves de viabilitat relatives a verificar si els temps de catalització de les silicones que reticulen per barreja de components les fan un material viable per a una impressió 3D efectiva. De fet, l'apartat 7.5.5, dedicat al poliuretà, ha conclòs amb notícies negatives respecte a aquests temps, i aquest també serà el cas del present apartat.

Les proves s'han efectuat utilitzant silicones comercials emprada en mimetitzar parts toves del cos a fi de simular efectes especials com ara ferides. En concret s'han utilitzat les silicones EcoFlex 00-30® i Dragon Skin Fx-Pro®, ambdues de l'empresa Smooth On®. Com en el cas dels poliuretans, aquestes dues silicones solidifiquen en barrejar-se els dos components que les formen. La primera té un temps útil d'aplicació de 45 minuts, és un temps que se'n va cap a l'extrem superior de temps de consolidació per a aquests materials, un temps que el fa inviable per a ser utilitzat en impressió 3D, malgrat el seu baix valor de duresa, atractiu per mimetitzar teixits tous. Però es tracta d'estudiar, com en el cas del poliuretà, la fiabilitat d'aquest valor i la relació amb altres

factors. Així, en el present cas s'estudiarà el temps de solidificació sota temps de barreja diferents. Si el poliuretà es va efectuar la barreja dels components A i B sempre durant dos minuts, ara es farà proves amb 1 i 3 minuts. En canvi, la temperatura no serà un factor de variació del valor del temps útil d'aplicació, essent aquest un aspecte que diferencia la silicona del poliuretà. L'altre material d'assaig, la silicona Dragon Skin Fx-Pro®, té per contra un temps de més reduït que l'anterior, de 12 minuts, situat més cap a la banda baixa dels temps habituals però que continua sent a la pràctica molt elevat per a ser considerat com a material per a impressió 3D.

A diferència del poliuretà, les prevencions d'higiene i seguretat laboral que cal tenir amb la silicona no són tan estrictes. La utilització de guants és aconsellable, però no cal mascareta. Unes condicions de treball menys estrictes són un factor gens despreciable a favor de la silicona i en contra del poliuretà.

S'estableix una superfície quadrada de 20x20 mm on es dipositarà de forma manual, mitjançant xeringa, un volum de silicona un cop feta la barreja durant 1 o 3 minuts (alternadament en diferents requadres) dels components A i B que el formen en una proporció del 50%. La quantitat de silicona serà la que permeti ocupar de forma completa aquesta àrea sense desbordament, i s'ha trobat que és d'uns 0,5 ml que la xeringa manual emprada permet dosificar sense dificultat.

La intenció ara no és afegir una nova capa, sinó omplir un nou requadre cada minut. En teoria, als 45 minuts d'haver fet la barreja, un cop s'arriba al valor de *pot life* el material que resti a la xeringa ja no podrà ser dispensat en obstruir-se la sortida. La Figura 201 mostra com a exemple una de les tandes d'assaig efectuades amb les silicones.

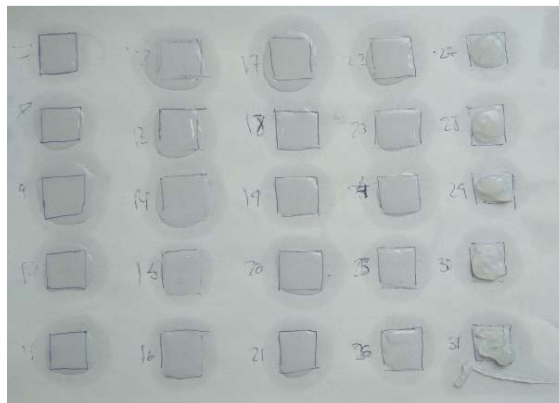


Figura 201. Proves de deposició de silicona EcoFlex OO-30®, amb un temps previ de barreja de components de 3 minuts. Font: [321].

Ja s'ha comentat que l'objectiu de les proves efectuades, com d'altres de precedents, ha estat posar de relleu tendències i observacions qualitatives, no pas determinar valors concrets.

Una de les observacions qualitatives d'interès ha estat comprovar que una millor barreja dels components que formen la silicona, prolongada en el temps, té conseqüències

positives, pel que fa a reducció del valor de temps útil d'aplicació previst.

A les Figures 202 i 203 es recull el resultat de l'experimentació realitzada.

- D'una banda (Figura 202), s'ha verificat que, quan la barreja de components A i B es limita a 1 minut, el temps que tarda la xeringa a obturar-se i no poder fer més deposicions s'acosta o supera el temps útil d'aplicació especificat pel fabricant. En canvi, la barreja feta emprant un temps superior (3 minuts) sembla una bona inversió, donat que redueix el temps en que tarda a solidificar i obturar la xeringa en les dues silicones assajades.

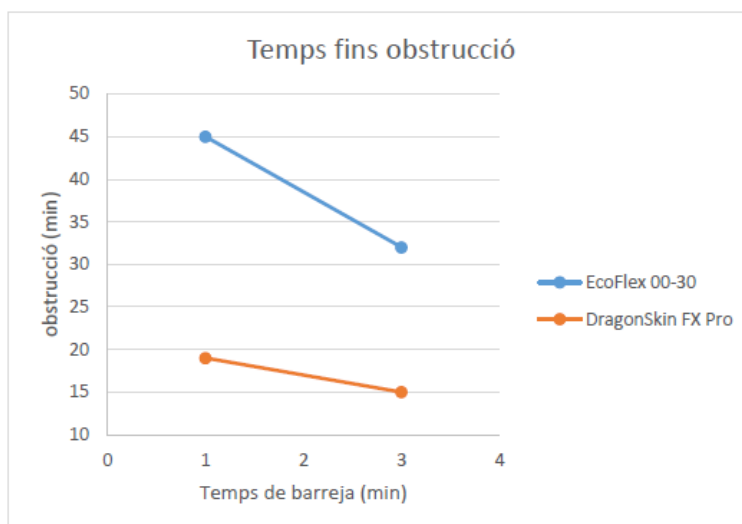


Figura 202. Temps d'obstrucció de la xeringa en funció del temps previ de barreja dels components que formen la silicona. Font: [321].

Els valors anteriors són d'interès, tant si s'experimenta amb silicona en impressió 3D en mode discontinu (per exemple amb xeringues, com s'ha fet aquí) com en mode continu: aquest darrer cas seria el mateix que el de l'apartat anterior, on en lloc de xeringa es treballava amb bombes peristàltiques.

En mode de treball continu, la pauta de treball consisteix en mantenir un flux de treball reduït i constant dels components A i B per anar sent dispensats pel broquet, tot adreçant-los cap a una cambra de barreja activa que ha de garantir un temps de barreja suficientment elevat com per aconseguir la màxima reducció del temps de solidificació possible un cop es fa la dispensació.

En mode de treball discontinu, el procediment de treball és aparentment més simple, però també més precari i irregular, inherent al fet del procés de solidificació que el volum de silicona barrejada contingut a la xeringa va experimentant, i que fa que les característiques de la silicona dispensada variïn amb el temps, comprometent la qualitat de les peces fabricades. En resum, treballar amb xeringues amb una càrrega de silicona barrejada prèviament suposa assumir que només es podrà utilitzar durant un rang de temps limitat a la meitat del temps útil d'aplicació. Així, en una silicona amb un temps útil d'aplicació de 16 minuts, caldria canviar la xeringa cada vuit minuts, i el volum d'aquesta seria l'equivalent al volum previst de dipositar durant aquest temps.

En el que s'acaba d'exposar, però, sembla haver una contradicció fonamental: si el *pot life* és el temps que necessita la silicona per solidificar suficientment i garantir que una capa pot ser dipositada sobre l'anterior, com s'exposava pel poliuretà, això significa que s'hauria de dipositar la silicona només en l'instant previ a l'assoliment del *pot life*, i que el treball amb xeringa no té cap mena de sentit. El fet real és que:

- Hi ha un temps entre deposició de capa i capa que pot ser utilitzat per dipositar la silicona. Aquesta pot ser dipositada sense que s'endureixi de seguida en sortir de la xeringa, i fer-ho instants abans que rebí l'aportació de la següent capa. Temps de 1-2 minuts entre capes són habituals.
- Encara que no s'hagi completat l'enduriment, la viscositat pot ser suficient com per a que una capa de silicona resisteixi el seu propi pes i el d'alguna capa superior, tal i com s'experimentava a l'anterior apartat. Una bona mesura d'aquest factor és el temps transcorregut des de que es fa la barreja, fins que la silicona que es dipositava en el requadre deixava de fluir fora d'aquest, doncs havia assolit una consistència suficient, derivada d'una viscositat elevada, com per mantenir la seva forma malgrat no estigués plenament consolidada. Aquest fenomen es mostra a la Figura 203, on es registra els valors de temps d'assoliment d'aquesta "estabilitat", definint-la com el temps necessari des del moment de la barreja per a que el volum de 0,5 ml que es diposita en el requadre sigui el suficient com per assolir una viscositat que faci que el material no surti dels límits del mateix. Són valors, per a una barreja efectuada en el marge alt de temps, que suposen una reducció important respecte als temps d'obturació de les xeringues registrats a la Figura 184.

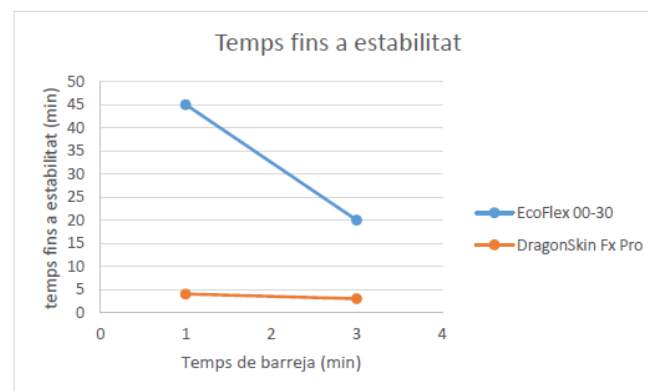


Figura 203. Temps d'estabilitat de la silicona dipositada en els requadres en funció del temps previ de barreja dels components que formen la silicona. Font: [321].

En resum, hi ha marge per al treball amb xeringues, una forma de treball molt menys complexa a nivell tecnològic que les alternatives de barreges de caràcter continu, que impliquen sistemes de bombat i barreja més cares i sofisticades a nivell material i de control, tal com s'ha vist en la posada a punt d'una impressora 3D per a treballar en mode continu amb poliuretà. Però es passa llavors la responsabilitat a l'usuari de la impressora 3D, que ha d'incorporar la xeringa: cal estudiar bé quins marges de temps de treball permet el material que s'utilitza. Des del moment de la barreja, el marge utilitzable està en esperar a que la viscositat hagi augmentat fins que la seva deposició

sigui "estable", i aturar-se abans de que s'elevi de forma que deixi de fluir per la xeringa i provoqui la seva obturació. Entre mig, cal ser conscient que la progressió del valor de la viscositat afecta poc o molt al cabal subministrat, de forma que mantenir un flux regular implica augmentar de forma progressiva la força exercida a l'èmbol de la xeringa. En el cas de les proves realitzades, el treball amb una silicona com la Dragon Skin FX-Pro® suposaria el següent procés:

- Realitzar la barreja durant 3 minuts.
- Passar la barreja a una xeringa, i esperar 4 minuts a muntar-la a la impressora i activar la seva dispensació al cap de com a mínim.
- Aturar el treball abans dels 15 minuts des de que s'ha fet la barreja.

Això suposa que per procedir a una impressió 3D mitjançant xeringa amb aquest material, caldria anar canviant de xeringa orientativament cada 10 minuts. En una construcció de varies hores, el treball manual que això implica és molt ingent: preparar dosificacions, mesurar correctament els temps, aturar i reiniciar la impressió pels canvis de xeringa,... El procés complet d'una impressió seria llavors:

- Realitzar la barreja durant 3 minuts.
- Passar la barreja a una xeringa, i esperar 4 minuts a muntar-la a la impressora.
- Iniciar la impressió 3D a la impressora. S'inicia un període de 10 minuts.
- Preparar la dosificació d'una nova barreja, iniciant-la al cap de 3 minuts de que la impressió 3D està en marxa.
- Realitzar la barreja durant 3 minuts, i esperar 4 minuts més un cop feta.
- En aquest moment, posar la impressió 3D en pausa. Retirar la xeringa actual i posar la nova. Tornar a activar la impressió 3D.
- Tornar a repetir el cicle fins completar la construcció 3D.

El resum és que, per bé que la dinàmica anterior és possible, la disciplina que exigeix per a obtenir resultats amb una qualitat continua la fan inviable a la pràctica. Només un sistema de treball continu pot arribar a donar els resultats desitjats i fer viable l'ús de la silicona (de tipus bicomponent i amb solidificació no immediata) a la impressió 3D per a l'obtenció de prototips quirúrgics multimaterials. I és que en l'escenari exposat anteriorment s'amaga la hipòtesi que es treballa amb silicona com a únic material en el procés d'impressió 3D: tot aquest procediment es desmunta quan el que es proposa és un prototip multimaterial, on el treball en algun dels materials es va interrompent per donar entrada a un altra. És a dir, potser dels aparentment 10 minuts de disponibilitat de la silicona a la xeringa, només en treballaria 1, donat que en els altres s'està dipositant filament per modelitzar una part rígida del prototip.

A la Figura 204 es mostra una de les proves realitzades en el marc del projecte [328] dirigit pel present doctorand, que busca seguir aquest procés. Per a això, s'ha utilitzat un kit *Paste Extruder* amb xeringa en una impressora 3D (BCN3D+). Els resultats amb la silicona EcoFlex OO-30® coincideixen amb el previst: inicialment el material sembla fluir bé en la seva sortida per la xeringa, però aquesta baixa viscositat no canvia després de la deposició, i la superposició de la segona i tercera capa fan col·lapsar l'estructura,

formant-se un basal en lloc del quadrat de 20x20 mm previst. Complementàriament, passats 5 minuts el temps útil d'aplicació de la silicona va arribar a la seva fi (els 45 minuts previstos van ser consumits en la preparació de la impressora 3D, disposició de la barreja a la xeringa...) de manera que el mecanisme extrusor basat en un motor pas a pas no va poder exercir prou parell com per continuar fent avançar l'èmbol. Aquesta experiència va ser útil per contrastar en un entorn d'impressió 3D que, tal com s'havia previst, el treball amb silicona té uns requeriments que no es poden desatendre.

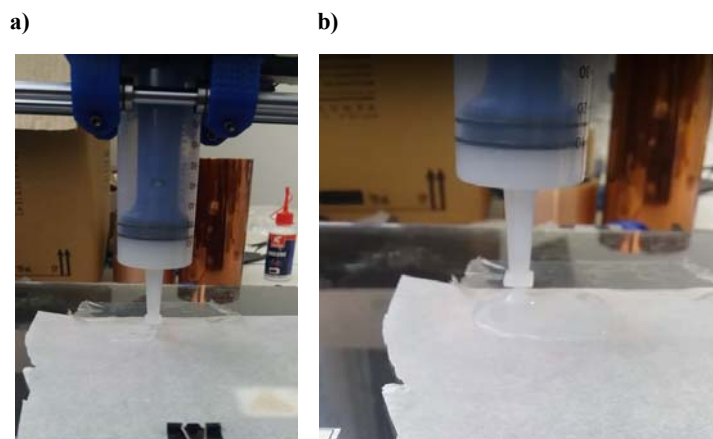


Figura 204. a) Impressió 3D de silicona EcoFlex OO-30® amb xeringa. b) La deposició de la segona capa sense una suficient consolidació de l'anterior implica la no formació de l'estructura 3D prevista. Font: [328].

La única possibilitat de treball amb xeringa, doncs, queda reservada per a un escenari de catàlisi immediata del material en sortir del broquet, tot fent taula rasa dels processos anteriorment descrits, que són els habituals per a les silicones que es troben fàcilment al mercat.

Com a conclusió del present apartat, es determina que, com que ja es coneix el que seria un escenari de treball continu – es tractaria d'extrapolar el que s'ha après per al poliuretà en l'anterior apartat –, la recerca sobre la viabilitat de l'ús de silicones per a l'obtenció de prototips d'assaig quirúrgic multimaterial es deriva en dos camins, abordats en els dos següents apartats:

- Utilització de silicona comercial per a procediments indirectes de fabricació: colada de silicona en motlles complexos obtinguts per impressió 3D amb filament plàstic (tecnologia FFF), segons el que es veurà a l'apartat 7.5.8.
- Analitzar la viabilitat de treballar amb silicona mitjançant impressió 3D amb xeringa, aquest cop amb silicones que no precisen de barreja prèvia, amb activació del curat mitjançant UV a la sortida del broquet (com es fa amb les resines epoxi fotosensibles), tot just desenvolupant-se a continuació aquest concepte.

7.5.7 Silicones UV: materials existents i proves bàsiques prèvies a la impressió 3D

A l'apartat 7.4.7 s'ha exposat l'interès que pot representar la utilització de silicones catalitzables per mitjà de llum ultraviolada. S'ha detallat com ja existeix alguna impressora 3D que utilitza aquest material, i s'han comentat els avantatges principals, que bàsicament són la possibilitat d'arribar a dureses baixes, la transparència, i la capacitat d'esterilització. Però el que el diferencia d'altres alternatives de líquids o de formes de catalització és que els temps de solidificació mitjançant els fotoactivadors UV són prou reduïts com per fer viable la impressió 3D.

Per a iniciar el desenvolupament d'aquest concepte, en primer lloc cal superar l'obstacle de trobar materials disponibles al mercat, un problema que en els conceptes basats en filaments no existia.

Les silicones següents, catalitzables per UV, són algunes de les que s'han localitzat com a disponibles al mercat (per bé que difícilment accessibles per a petites quantitats) i que podrien ser llavors utilitzades com a material per a impressió 3D:

- Dow Corning® 3-6371 UV Gel: es tracta d'una silicona molt tova, i de fet a la taula de característiques de la seva fitxa tècnica [329] la duresa s'expressa amb el valor de 40 grams, sense especificar més, interpretant-se que ha de correspondre a grams de Força Bloom, descrits a 3.3.3 *Caracterització de materials tous a la indústria*. També s'indica com, amb una exposició a 25s de llum UV, el material assoleix el 90% de la seva consistència final prevista. El temps necessari d'exposició per activar el catalitzat en aquest tipus de silicones pot ser molt menor, de menys d'un segon, però llavors el temps per assolir la consistència es fa més llarg.
- Silicona elastomèrica de curat UV Momentive® Silopren® (LSR) [330]: cal fer barreja de dos components en relació (100:2), amb una gamma de dureses compresa entre els 25 i 57 Shore A. S'adrecen a un mercat de productes d'altres exigències, com catèters i altres materials mèdics, fets per extrusió o per emmotllat en motlles transparents mecanitzats en PMMA sobre els que es fa incidir la llum UV per al curat, tal com mostrava la Figura 172 a l'apartat 7.4.7.
- Silicona Bluesil™ UV 1V350 de Bluestar® [331]: afegint-li un fotoiniciador (Silcolease UV CATA 211), només requereix d'un segon de ser sotmesa a llum UV per activar el seu curat. Un cop consolidada, la seva duresa és de 75 Shore A.
- Adhesiu de Silicona de curat per llum UV Threebond® 3013R UV [332]: producte basat en silicona monocomponent molt similar als anteriors, es publicita com a adhesiu per a encapsular electrònica, díodes, LEDs, etc. La seva duresa, un cop consolidada, és de 50 Shore A, un valor potser no prou baix com per ser òptim per mimetitzar teixit tou, però suficient com per intentar experimentar amb ella.

En resum, sembla haver prou oferta d'aquests tipus de silicona com per considerar-lo un material per a impressores 3D multimaterial, evitant el monopoli típic dels materials

dels grans equips industrials: és una barrera per fer els prototips d'assaig quirúrgic accessibles. Es planteja llavors una experimentació amb algun d'aquests materials per analitzar si es troben, en un procés d'impressió 3D mitjançant xeringa, canvis qualitius positius respecte a l'experimentació realitzada al final del darrer apartat. Es realitza aprovisionament d'una mostra de silicona Threebond® 3013R UV, cedida gratuïtament per aquesta empresa. Com a punt complementari, cal disposar d'un equip de generació de llum UV, i per això s'utilitza com a recurs l'equip Acticure® 4000 de generació de làser UV de la Planta Pilot del CIM UPC [333], usat habitualment per a curar manualment resina fotopolimeritzable d'estereolitografia en processos d'unió de peces fabricades mitjançant estereolitografia, tal com mostra la Figura 205. Es precisa usar les EPIs corresponents, en especial les ulleres de protecció per a làsers UV.

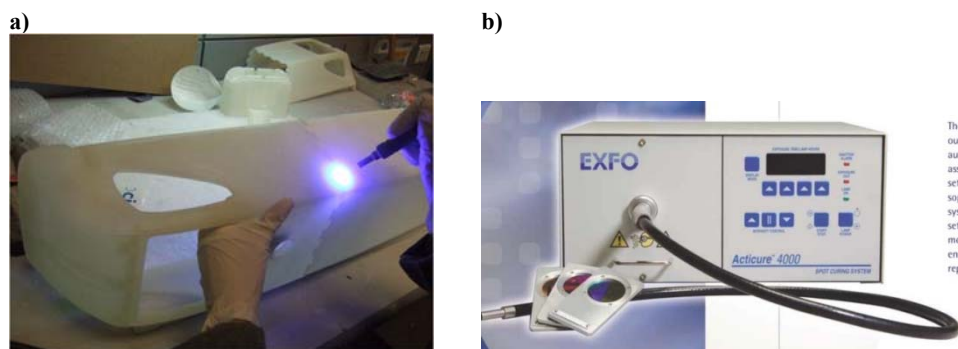


Figura 205. a) Soldat mitjançant làser UV i resina epoxi de dues peces conformant un prototip d'estereolitografia. b) Equip de generació de llum làser UV utilitzat. Font: pròpia, [327].

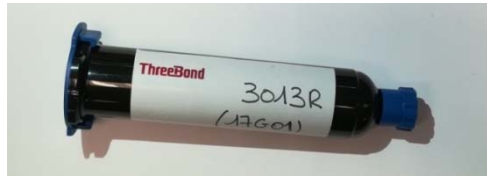
Com a l'apartat anterior, les proves s'inicien analitzant el comportament de la silicona curable per llum UV de forma manual, sense el recurs de la impressió 3D. En una superfície, es tracen zones de deposició per a una sola gota de material. Cadascuna d'aquestes gotes rebrà temps creixent, de de 1 dins a 10 segons de llum UV, tal com s'aprecia a la Figura 206.

Apart, es va dipositar una gota en llum ambiental: després de 10 minuts, aquesta encara era líquida, sense canvi apreciable en la viscositat. Sense l'energia focalitzada d'un làser UV, la silicona no inicia l'activació del curat, tal com és desitjable. Les especificacions de la silicona Threebond® indiquen la necessitat d'aplicar longituds d'ona de llum ultraviolada compreses entre 300 i 400 nm per a iniciar el curat, assolibles per l'Acticure® 4000, que emet llum a la franja entre 320 i 500 nm.

L'estudi de la prova efectuada permet extreure les següents dades:

- Per a $t=1s$ i $t=2s$ d'exposició a llum UV, el curat s'activa però només es troba una consolidació a nivell de pell superficial de la gota, restant l'interior líquid fins 30 minuts posteriors, podent-se llavors donar per consolidat.
- A partir de l'aplicació d'almenys 3 segons de llum UV, la gota ja es pot considerar consolidada en acabar l'exposició.

a)



b)

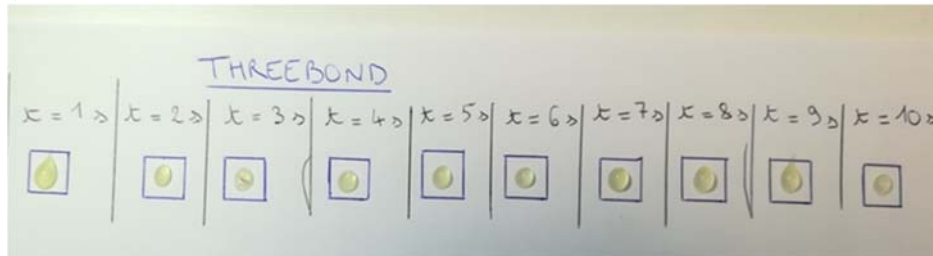


Figura 206. a) Mostra de silicona curable UV facilitada per Threebond®. b) Gotes de silicona sotmeses a llum UV durant diferents temps. Font: [328]

Aquests resultats convé relativitzar-los en considerar que la mida de la gota dipositada és molt gran en comparació amb la mida molt menor associada a la deposició en un procés d'impressió 3D. Això significa que, previsiblement, n'hi haurà prou amb un sol segon d'exposició al làser UV per a consolidar el flux continu que dipositi un sistema acoblat a una impressora 3D. Potser aquesta sigui la conclusió més rellevant de la present experimentació: sembla possible treballar amb silicones curables mitjançant llum UV tot superposant material líquid sobre capes precedents, doncs aquestes estaran ja consolidades i permetran formar l'estructura 3D prevista.

Tot i aquest bon resultat inicial, es fa un nou experiment de caràcter manual per comprovar la premissa enunciada al paràgraf anterior. En aquest experiment, es procedeix a veure el resultat d'un apilat de gotes: es diposita una primera gota i se la sotmet a 3s de llum UV. A continuació, es diposita una nova gota al damunt que també es sotmet a 3s de llum UV, i s'itera diversos cops aquest procediment. El resultat, tal com es mostra a la Figura 207 per a una de les proves fetes, és prou satisfactori, doncs les gotes no han col·lapsat una sobre l'altre sinó que mantenen la seva forma en el moment de la deposició, formant una estructura sòlida.



Figura 207. Apilat fet manualment mitjançant xeringa de quatre gotes de silicona curable per llum UV. Font: [328].

7.5.8 Silicona en motlle FFF: disseny d'una prova d'alta complexitat

A l'apartat 7.4.8 s'ha plantejat com a línia conceptual l'obtenció de prototips multimaterials amb parts toves tot utilitzant la impressió 3D d'una forma indirecta. En principi no semblava tenir novetat respecte a l'estat de l'art, doncs la colada d'hidrogels i silicones en motlles obtinguts per impressió 3D té antecedents que s'han mostrat.

Però donada la dificultat que suposa la utilització directa de líquids que solidifiquen amb uns valors de consistència baixos, i/o llargs temps de catalització, aquesta és una via que no es pot descartar de cara a aproximar-se al màxim mimetisme possible respecte als teixits vius. I es constata oportunitats rellevants per anar més enllà en el progrés d'aquesta línia, que es resumeixen en la seva utilització a l'àmbit de la visualització de vasos sanguinis i nòduls tumorals dins òrgans tous, pel qual es fa necessària la definició d'una metodologia que permeti prototips més sofisticats en passar del concepte motlle al concepte closca sacrificable. Derivat de l'anterior, s'augmenta les possibilitats de disposar de prototips amb un material que combini transparència i baixa duresa, quelcom que pot ser de molta utilitat als equips mèdics i que els actuals sistemes d'impressió 3D no faciliten.

Es planteja llavors la realització d'un prototip d'alta complexitat que serveixi per fixar aquesta nova metodologia. Per realitzar les proves, s'utilitzen impressores 3D estàndards de doble capçal independent (Sigma del projecte BCN3D® del CIM UPC) que per a ser utilitzades en aquesta línia de treball no precisen d'adaptacions especials.

Com en apartats anteriors, les Figures que segueixen en aquest apartat tenen com a font a [334], Treball Final de Grau de Berta Pi realitzat sota la direcció del present doctorand.

Els passos desenvolupats han estat llavors:

1. Identificació d'un cas complex d'estudi: s'ha escollit un cas d'òrgan tou amb necessitat de cirurgia al seu interior, en concret un fetge amb el sistema de vasos sanguinis integrat i nòduls cancerosos. Tot el procés de treball seguit es creu que seria traslladable a altres casos de cirurgia oncològica de complexitat similar: cors, pulmons, pàncrees, ronyons, etc.
2. Procés d'impressió 3D, guiat per la minimització de l'esforç d'obtenció de la closca-motlle on colar la silicona (per a ser posteriorment destruït), evitant la multiplicació de treball manual tot aconseguint obtenir el motlle en una sola impressió 3D i no per parts a muntar. Aquesta consigna es fa sota l'aparent contradicció d'haver de fer un model amb una geometria complexa, incloent-hi peces flotants i ramificacions de venes i artèries molt fines. L'ús d'impressores de sobretaula de codi obert en tecnologia FFF ha permès limitar econòmicament el cost del prototipatge, un objectiu permanent de la recerca efectuada, i l'ús dels més recents equips de tecnologia IDEX (Sigma R17 de BCN3D® [335]) ha facilitat una qualitat per damunt de l'estàndard en disposar de dos capçals independents que faciliten l'ús sense barreges (efecte *oozing*) d'un filament rígid per fer tota la geometria (motlle a

sacrificar i elements interiors) i un filament soluble en aigua per donar suport a tota la geometria anterior.

3. El prototip d'assaig és l'excusa per avançar en la utilització de diverses silicones i diferents mètodes de processat d'aquestes (més o menys rígides, més o menys transparents) i sotmetre les mostres a l'anàlisi dels cirurgians de cara a determinar la seva utilitat per a assaig quirúrgic.

A continuació s'exposa la recerca i treball efectuat a cadascun dels punts anteriors. Com en tots els casos per a prototips d'assaig quirúrgics basats en casos reals, la creació dels fitxers digitals a materialitzar es duu a terme a l'hospital. En el present cas es tracta del fetge d'una dona de 70 anys amb metàstasi hepàtica. Aquest cas es va seleccionar perquè, en el moment de l'anàlisi de les imatges mèdiques per a planificar l'operació, va haver discrepàncies entre els cirurgians de l'equip quirúrgic sobre si era oportú procedir a una hepatectomia o no donada la localització de la metàstasi. L'eliminació dels nòduls tumorals suposa, en casos com aquests, un risc d'afectació de vasos sanguinis. Aprofitant l'obtenció de les imatges mèdiques (DICOM) mitjançant tomografia computeritzada (CT) i ressonància magnètica (MR), aquestes es van tractar amb el programari Mimics® de Materialise® per a disposar dels fitxer 3D en format STL, apte per a ser processat per impressores 3D. En concret, es van rebre cinc fitxers STL després d'una acurada revisió per part del departament de radiologia de l'hospital. Els dos primers fitxers contenien cadascun un tumor, i els altres tres la geometria complementària necessària: el contorn del fetge, la vascularització arterial i el sistema de vena hepàtica porta, tal com es mostra a la Figura 208.

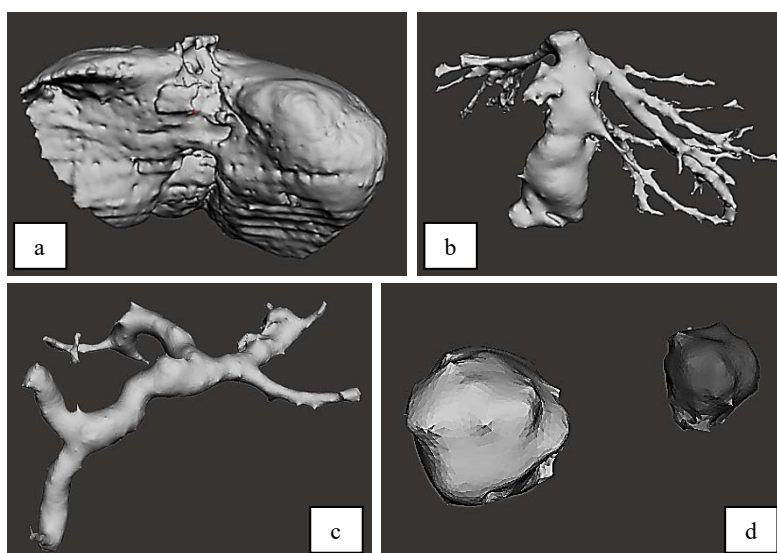


Figura 208. a) Imatges 3D del fetge. b) Artèria hepàtica. c) Vena porta i derivacions. d) Tumors 1 i 2. Font: [334].

Els fitxers STL van continuar sent processats per a la seva impressió al CIM UPC, tot generant geometria contínua mitjançant l'eliminació de soroll a les imatges i discontinuïtats (forats). Altres tasques van ser la generació d'un sòlid de 1,2 mm. de

gruix a partir de la superfície perimetral del fetge, per fer la funció de closca d'emmotllat. També es van connectar els dos nòduls tumorals a algun dels vasos sanguinis a fi que en el transcurs del procés de fabricació no perdessin el seu posicionament a l'espai (més endavant es detalla el per què). A la Figura 209 es mostra el resultat del processat dels fitxers, apreciant-se com la massa principal de l'òrgan es modela amb visualització transparent per a mostrar els vasos sanguinis i els nòduls tumorals.

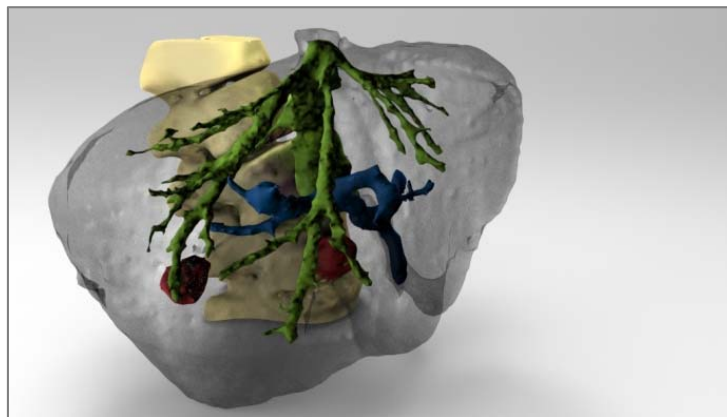


Figura 209. Renderitzat del prototip de fetge amb metàstasis mitjançant el programari Keyshot® amb treball previ de CAD fet amb el programari Meshmixer d'Autodesk®. Font: [334].

Els materials requerits per les impressions en aquest treball són un filament rígid i PVA. Amb el PLA, seleccionat com a filament rígid, es materialitzarà la closca de 1,2 mm de gruix, que permetrà contenir i donar forma a la silicona: en solidificar, aquesta carcassa ja haurà complert la seva missió i serà eliminada. També, en el mateix instant en que s'imprimeix la closca, es materialitzaran en PLA la resta de components d'interès: vasos sanguinis i nòduls cancerosos, que quedaran absorbits dins la silicona.

El PVA és un filament soluble en aigua que ja s'ha introduït a l'apartat 4.2.4. És un plàstic força aplicat en impressores 3D amb multiextrusor que requereixin impressions de geometries complexes com és el present cas. Té una bona adherència amb el PLA, i amb ell es materialitzen els imprescindibles suports que fan viables els voladissos de la geometria a construir en PLA, tant la closca-motlle com la intricada malla de vasos sanguinis. Altrament, la geometria col·lapsaria sense un suport que els sostingués a l'espai en el moment de dipositar el plàstic fos. Un cop construïda la geometria, el caràcter hidrosoluble del PVA permetrà fer-lo desaparèixer i deixar lloc a la silicona que ha de recobrir tots els vasos i nòduls cancerosos.

En aquest punt es dóna per finalitzada la conceptualització del procediment de colada en closca-motlle, i ja s'anticipa que en el següent capítol es portarà a la realitat la materialització d'aquest prototip segons el que s'ha descrit.

7.6 Conclusions sobre els conceptes desenvolupats

El ventall de solucions explorades ha estat intencionadament ampli a fi de trobar les màximes esclertes per on fer progressar l'estat de l'art. D'entrada, no s'ha tingut en compte quin grau tenen de compliment de les especificacions recopilades a l'apartat 7.2. Es considera que els prototips actuals utilitzats per a assaig quirúrgic:

- Seran millors si es produeixen avenços en la impressió 3D de tipus FFF en alguna de les seves variants presentades al capítol 4.
- Necessiten incorporar materials líquids que en ser dipositats consolidin com a sòlids de baixa duresa, mitjançant la integració de capçals específics per a aquesta missió en impressores 3D en la línia del que s'ha mostrat al capítol 5.

Es fa a continuació una valoració qualitativa dels conceptes desenvolupats, analitzant un per un el seu interès, la dificultat tècnica – equivalent d'alguna forma al concepte TRL per valorar la distància de la recerca a un producte comercialitzable (*Technology Readiness Level*) – i el grau d'incertesa d'assolir els objectius de la recerca. A més, es mostra una conclusió provisional quant a la perspectiva d'anar més enllà en el seu estudi, donant curs a més activitat de recerca orientada a la materialització d'un prototip i/o de proves experimentals, i que representa el contingut del següent capítol.

- Capçal revòlver:
 - Interès: Respon a la preocupació que, mobilitzant un sol capçal, com la majoria d'impressores 3D, es pugui utilitzar més d'un material.
 - Dificultat: No està clar que l'avantatge de tenir un sol capçal no quedi anul·lat per una complexitat elevada del sistema mecànic de rotació i activació dels diversos broquets.
 - Incertesa: Aquesta complexitat pot resultar insuperable si es pretén incorporar líquids a part de filaments.
 - Conclusió provisional: s'executarà un prototip experimental limitat a copsar la complexitat del capçal rotatori usant d'entrada només filament, completant proves de deposició d'almenys dos materials.
- Broquets convergents:
 - Interès: Com en el cas anterior, respon a la preocupació que, mobilitzant un sol capçal, com la majoria d'impressores 3D, es pugui utilitzar més d'un material.
 - Dificultat: No està clar que l'avantatge de tenir un sol capçal no quedi anul·lat per la limitació del nombre de capçals agrupables sense col·lisió entre ells, a part de que sigui factible l'objectiu que la deposició de tots ells es faci en el mateix punt geomètric, condició indispensable per a una qualitat vàlida del prototip.
 - Incertesa: S'ignora si la deposició convergent garantirà una mescla correcta quan es pretengui obtenir barreges de materials originals aportats.
 - Conclusió provisional: s'executarà un prototip experimental limitat a copsar la limitació d'integració de diversos capçals, així com la viabilitat tècnica de fer convergir diverses extrusions independents en un sol punt geomètric.

- Materials creuats:
 - Interès: Com en el cas anterior, respon a la preocupació de que mobilitzant un sol capçal, com la majoria d'impressores 3D, es pugui utilitzar més d'un material.
 - Dificultat: No està clar que l'avantatge de tenir un sol capçal no quedi anul·lat per la limitació de l'espai intern disponible per gestionar les subdivisions i creuaments d'un nombre incert de materials, a part de que sigui factible la circulació interna dels materials donades les forces de fricció que es generen i que pot fer inviable la sortida dels materials reagrupats en un sol broquet per a la seva extrusió.
 - Incertesa: A partir de l'estudi fet, es plantegen també dubtes sobre un possible cost excessiu de materialització d'aquesta solució, sent aquest un aspecte essencial de la recerca, focalitzada en trobar solucions admissibles que permetin l'extensió de la tecnologia.
 - Conclusió provisional: aquest concepte romandrà, en la present tesi, en el terreny conceptual donades les nombroses incògnites en la seva funcionalitat, i de forma de fabricació junt amb presumiblement costos associats més elevats. Així, amb el propòsit de limitar l'abast de la present investigació, no s'executarà cap prototip, animant a futurs investigadors a continuar el seu desenvolupament.

- Barreja en el capçal:
 - Interès: Com en tots els conceptes precedents, respon a la preocupació de que mobilitzant un sol capçal, com la majoria d'impressores 3D, es pugui utilitzar més d'un material.
 - Dificultat: No està clar que l'avantatge de tenir un sol capçal no quedi anul·lat per la limitació del nombre de materials que poden ser introduïts i barrejats en el seu interior, per bé que certament aquesta solució amb dos i alguns més filaments ja formen part de l'estat de l'art encara que amb limitacions que aquesta línia hauria de mostrar com a superables.
 - Incertesa: S'ignora si la qualitat desitjada de la deposició fa que sigui imperatiu fer o no una barreja activa dels materials dins del capçal. D'entrada, el concepte desenvolupat en aquest capítol s'ha limitat a plantejar una barreja passiva.
 - Conclusió provisional: s'executaran dos prototips experimentals centrats en els conceptes de barreja passiva i barreja activa, donat que malgrat la limitació en nombre de materials que pot integrar un sol capçal, aquest pot ser un bon punt de partida per acabar plantejant un sistema d'impressió 3D basat en capçals independents on algun o alguns d'aquests capçals tinguin la tipologia d'aquests conceptes.

- Catalització de poliuretà:
 - Interès: A diferència dels conceptes anteriors, respon a la preocupació per obtenir prototips que integrin materials tous, arribant a nivells baixos de duresa

- que difícilment els filaments poden assolir, i per tant millorant la mimetització dels teixits vius que busquen els prototips d'assaig quirúrgic.
- Dificultat: Donada l'obtenció del poliuretà per barreja de components, la seva obtenció es basa forçosament en l'aplicació de la variant de barreja activa en el capçal del concepte anterior. Això fa dependre aquest concepte de la viabilitat del concepte anterior en la seva versió de més complexitat.
 - Incertesa: Aquesta és elevada donades les incògnites que es tenen en diferents aspectes clau. El primer és la velocitat de catalització un cop la barreja surt extruïda (si és molt lenta, el concepte no és viable). També és rellevant la possibilitat de bloqueig del capçal per solidificació de la mescla dins del circuit del capçal. Finalment, el poliuretà sembla requerir una certa temperatura d'escalfament de capçal i ambient per afavorir la catalització. Cal afegir a tot això la necessitat d'extracció de vapors tòxics associats a la manipulació del poliuretà.
 - Conclusió provisional: s'executarà un prototip experimental per explorar totes aquestes dificultats, valorant-se el fet de no haver trobat a l'estat de l'art cap concepte d'impressió 3D basat en poliuretà, i animat pel fet que cal progressar en fer viables els materials tous com a part dels prototips d'assaig quirúrgic, explorant en aquest sentit tantes vies com sigui possible.
- Catalització de silicona:
 - Interès: És un altre dels conceptes que respon a la preocupació per obtenir prototips que integrin materials tous. Ho fa amb materials plenament accessibles al mercat, sense alguns dels problemes que el poliuretà planteja (toxicitat, dureses més baixes, temps útils d'aplicació més breus...).
 - Dificultat: Les proves efectuades indiquen que, com en el cas dels materials creuats, no cal anar més enllà en aquesta línia de recerca, encara que per motius diferents. En aquest cas, el convenciment que només les silicones amb catalització UV proporcionaran els temps instantanis de solidificació que la impressió 3D reclama.
 - Incertesa: A partir de l'estudi fet, es planteja l'escassa efectivitat d'usar silicones estàndards per bé que toves, doncs els temps de catalitzat mínim són encara molt elevats per a fer un prototip en un temps raonable.
 - Conclusió provisional: aquest concepte romandrà, en la present tesi, en el terreny conceptual donades les majors expectatives que té el seu concepte "germà", que són les silicones catalitzables per UV. Com en el cas del concepte de materials creuats, amb el propòsit de limitar l'abast de la present investigació, no s'executarà cap prototip basat en silicones catalitzables per barreja o per ambient (RTV), animant a futurs investigadors a continuar el seu desenvolupament, del qual a l'estat de l'art s'han trobat antecedents.
 - Silicones UV:
 - Interès: És el tercer dels conceptes que respon a la preocupació per obtenir prototips que integrin materials tous. Com en el cas anterior, ho fa amb un

- material més apte que el poliuretà, però menys accessible que les silicones que catalitzen per sistemes més habituals que no pas la llum UV.
- Dificultat: La part positiva és que la solidificació no es fa per barreja de components, amb la simplificació que això representa. La part negativa és que són materials quin àmbit d'aplicació és molt restringit i això els fa poc accessibles. D'altra banda, les proves efectuades anticipen que la regulació de l'energia lumínica i la no solidificació de l'extrem de l'extrusor per incidència de la llum seran aspectes rellevants a superar.
 - Incertesa: no hi ha la seguretat de respondre a una qüestió essencial, que és si existeixen silicones UV prou toves per assolir els baixos valors de duresa dels teixits tous, i si la construcció en capes donarà com a resultat un material prou consistent per a que no es deformi sota el seu propi pes.
 - Conclusió provisional: s'executarà un prototip experimental per explorar la seva viabilitat, valorant-se el fet d'haver trobat a l'estat de l'art algun concepte que aparentment ho ha aconseguit, i animat pel fet que cal progressar en fer viables els materials tous com a part dels prototips d'assaig quirúrgic, sent aquesta la línia més sòlida entre les quatre plantejades.
- Prototips de baixa duresa en motlle FFF:
 - Interès: És el darrer dels conceptes que respon a la preocupació per obtenir prototips que integrin materials tous. Ho fa renunciant a ser una solució pura quant a obtenir un prototip de forma directa per impressió 3D. Però d'entrada, en l'estat actual de l'art, sembla l'únic camí per arribar als valors més baixos de duresa que poden tenir els teixits tous i que, si es pretengués modelar-los per impressió 3D, la seva poca consistència els faria deformar i col·lapsar sota el seu propi pes, donant com a resultat peces deformades.
 - Dificultat: Malgrat que el concepte parteix de motlles impresos que cal destruir després de fer la colada a fi d'extreure formes "indesmollables", no és clar que es puguin modelar totes les geometries reals del cos humà. I segurament quedarà limitat a incorporar al prototip un o dos materials tous, que ja serà un avanç d'altra banda.
 - Incertesa: La validesa d'aquest concepte dependrà de la geometria de cada cas. Pot ser obtingut un tumor envoltant venes i artèries al cor per emmotllament d'una forma base composta per aquest cor i artèries i per una closca sacrificable que l'engloba? Quedaran fragments atrapats al eliminar-la?
 - Conclusió provisional: s'estudiarà i provarà, amb un cas real complex que sigui representatiu, una metodologia d'aplicació d'aquest concepte, que pot ser una bona solució per progressar en el prototipatge mentre no hi hagi avanços significatius en la impressió 3D directa de materials tous.

Com a resum d'aquestes conclusions, la Taula 22 següent fa una síntesis del punt de desenvolupament dels conceptes estudiats a la present recerca. A partir de l'anàlisi feta als paràgrafs anteriors, s'extreu una puntuació per a l'interès (10, màxim), la dificultat (10, mínima) i la incertesa (10, mínima), obtenint un valor quantitatiu que procura fer més

objectiva la continuïtat de l'estudi dels conceptes. Es descarta llavors la continuïtat dels que no assoleixen un valor mínim de 5. Com s'aprecia, es considera que amb excepció del concepte sobre materials creuats i el de la catalització de silicona (quina continuïtat es limitarà a proves bàsiques), la resta seran treballats en el següent capítol.

Taula 22. Valoració dels conceptes estudiats en base al seu interès, dificultat tecnològica i incertesa sobre l'assoliment dels objectius. Font: pròpia.

Conceptes	Interès	Dificultat	Incertesa	Mitjana	continuïtat
Capçal revòlver	7	7	10	8,0	Si
Broquets convergents	6	9	9	8,0	Si
Materials creuats	3	3	5	3,7	No
Barreja en el capçal	10	6	8	8,0	Si
Catalització de poliuretà	8	4	3	5,0	Si
Catalització de silicona	5	5	4	4,7	No
Silicones UV	9	8	6	7,7	Si
Silicona en motlle FFF	4	10	7	7,0	Si

En el proper capítol, doncs, sis dels vuit conceptes inicialment plantejats seran desenvolupats. El punt clau d'interès de cadascun d'aquests sis, es pot sintetitzar en:

- Capçal revòlver: multimaterialitat basada en capçals totalment independents però transportats junts per una sola estructura.
- Broquets convergents: ídem capçal revòlver, però possiblement més compacte i simple, amb el preu de no poder disposar de tants materials.
- Barreja en el capçal: solució simplificada en resoldre l'extrusió en un sol capçal, però limitada pel que fa a la multimaterialitat en no poder diferenciar condicions d'extrusió en cas que sigui necessari.
- Catalització de poliuretà: integrar materials més tous que la majoria de filaments al prototips.
- Silicones UV: aconseguir prototips amb parts molt toves mitjançant impressió 3D.
- Prototips de baixa duresa en motlle FFF: aconseguir prototips amb parts molt toves obviant les dificultats de solidificació i empilat correcte que suposa la impressió 3D de líquids catalitzables de baixa duresa.

8 Execució de prototips experimentals

El present capítol és la continuïtat del precedent quant a la determinació dels potencials i limitacions de diverses línies tecnològiques multimaterials explorades, i es farà mitjançant la construcció de prototips experimentals i la realització de proves d'impressió 3D basades en els conceptes treballats.

En els propers apartats es detalla l'activitat realitzada per 6 línies de les 8 inicials plantejades al capítol 7, fent en el darrer apartat una valoració dels resultats assolits. En realitat seran 7 línies donat que el concepte de barreja en el capçal serà desglossat en dos, segons aquesta barreja sigui passiva o activa.

Es comença per aquelles línies on, d'una forma o altra, s'assoleix la multimaterialitat sota tecnologia FFF mitjançant un sol capçal mòbil, mentre que les restants van adreçades a la factibilitat de l'ús de líquids per a generar materials de baixa duresa impresos en 3D que facilitin la mimetització amb el cos humà.

La valoració del darrer apartat s'orienta a agrupar els resultats útils aconseguits, a fi de posar en perspectiva la tasca realitzada i plantejar un possible millor camí d'assoliment dels objectius.

8.1 Capçal revòlver

A l'anterior capítol, a l'apartat 7.5.1, es va deixar plantejat el disseny d'un capçal revòlver sota una estructura constituïda per la fixació i les guies de la impressora, un subconjunt plat revòlver, els subconjunts broquets – fins a 5 –, el subconjunt motor extrusor i l'enllaç del plat revòlver. La Figura 176 il·lustrava el punt on es va arribar en aquesta activitat. A les conclusions sobre aquest estudi, es va considerar que:

- L'interès d'aquest concepte era mitjà respecte a d'altres solucions.
- La dificultat per materialitzar-lo i fer-lo funcional també era mitjana.
- No hi havia incertesa quant al fet que els objectius de la recerca eren assolibles, en ser una opció viable per a disposar de cinc materials diferenciats sota tecnologia FFF.

Aquestes conclusions van portar a donar llum verda a la continuïtat del treball d'aquesta línia, de forma que en aquest apartat es detalla l'activitat feta per materialitzar i provar un capçal de tipus revòlver, que ha culminat en el prototip que es mostra a la següent Figura 210.

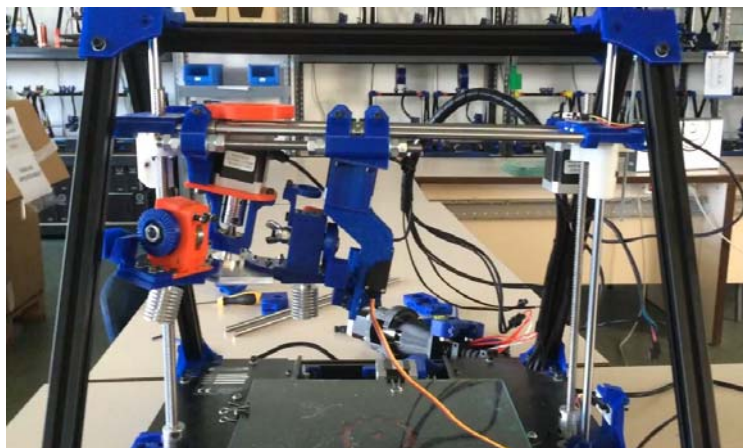


Figura 210. Detall del capçal revòlver, amb el posicionat d'un subconjunt broquet en la posició d'impressió. Font: [314].

En primera instància, i a fi de validar virtualment el concepte, s'han realitzat simulacions numèriques mitjançant ordinador (càlculs CAE) a fi de garantir els nivells de resistència i rigidesa òptims per a un correcte funcionament. Havent realitzat el disseny 3D amb l'eina de programari SolidWorks®, s'ha utilitzat l'extensió SolidWorks Simulator® per aquest propòsit. A continuació es detallen alguns dels apartats que han suposat càlculs de verificació i optimització del disseny, que han inclòs la selecció dels motors pas a pas de rotació del capçal i d'extrusió del filament.

A les Figures 211 i 212 es mostren, respectivament, imatges de l'acoblament del pestell servoaccionat de seguretat entre el subconjunt motor extrusor i el subconjunt broquet, així com la reacció del mateix pestell servoaccionat a la peça que li fa de suport.

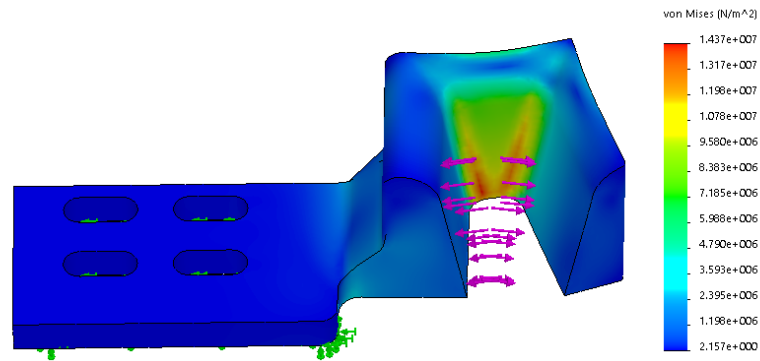


Figura 211. Tensions de Von Mises de la peça en plàstic ABS que, muntada al subconjunt broquet, rep la força d'enllaç del pestell servocontrolat del subconjunt motor extrusor. Font: [314].

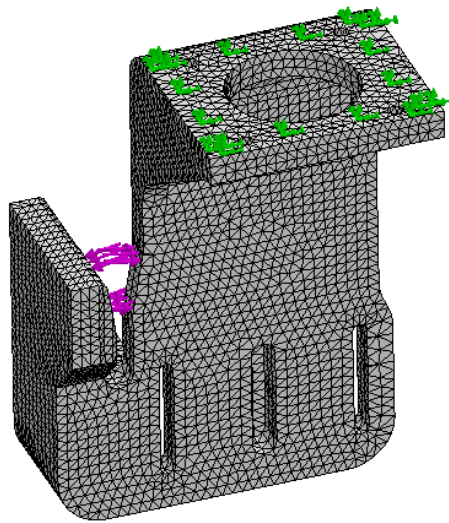


Figura 212. Mallat d'elements finits de la peça suport del pestell servoaccionat, amb les condicions de contorn per al càlcul. Font: [314].

A la Figura 213 es visualitza el comportament del subconjunt broquet davant del parell exercit pel pinyó del subconjunt motor extrusor, comprovant les deformacions que els actuadors generen sobre peces i el seu efecte sobre la posició del broquet que treballa. Aquest es desplaça degut a la deformació de les peces: els desplaçaments generals indiquen que la punta d'extrusió no es mourà més de 0,05 mm de la posició esperada, valor que es considera admissible pels propòsits d'experimentació, no afectant de manera significativa la qualitat d'impressió.

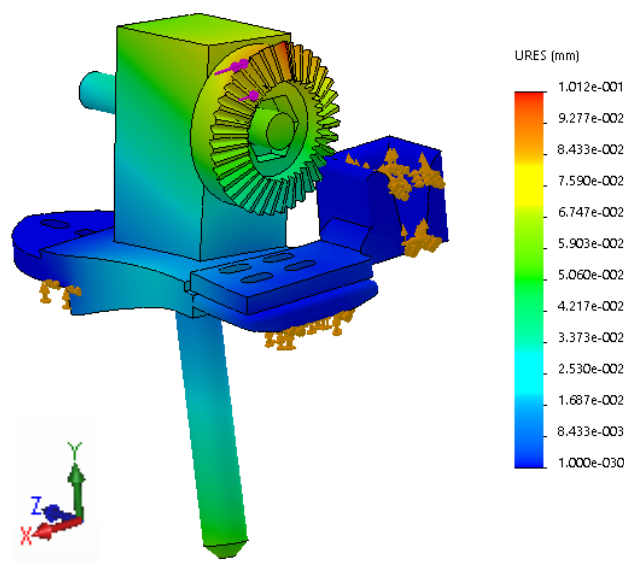


Figura 213. Estudi de la deformació del conjunt broquet extrusor. Font: [314].

El procés de materialització del concepte experimental del capçal revòlver s'ha dut a terme simultàniament al procés de depuració del disseny plantejat. Al cap i a la fi, la disponibilitat immediata de components que la impressió 3D fa possible, aboca a que no s'hagi d'esperar a conceptes gaire consolidats per a experimentar al món real la validesa de solucions, segons es mostra a la Figura 214.

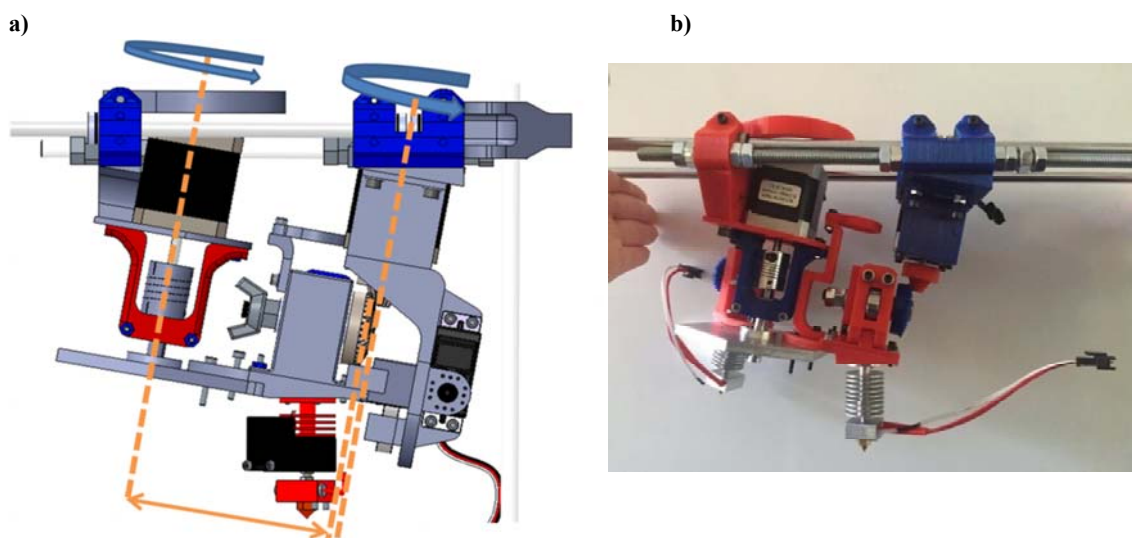


Figura 214. a) Escenari per al càlcul del dimensionat dels motors pas a pas del sistema revòlver. b) Materialització parcial del concepte. Font: [314].

A les Figures 215 i 216 es mostra el prototip de capçal revòlver. A la Figura 215 només apareix muntat un dels subconjunts broquets, i s'aprecia la fixació del capçal revòlver a la corretja que permet el moviment en direcció X, així com de la fixació a les guies del subconjunt motor extrusor i subconjunt plat revòlver.

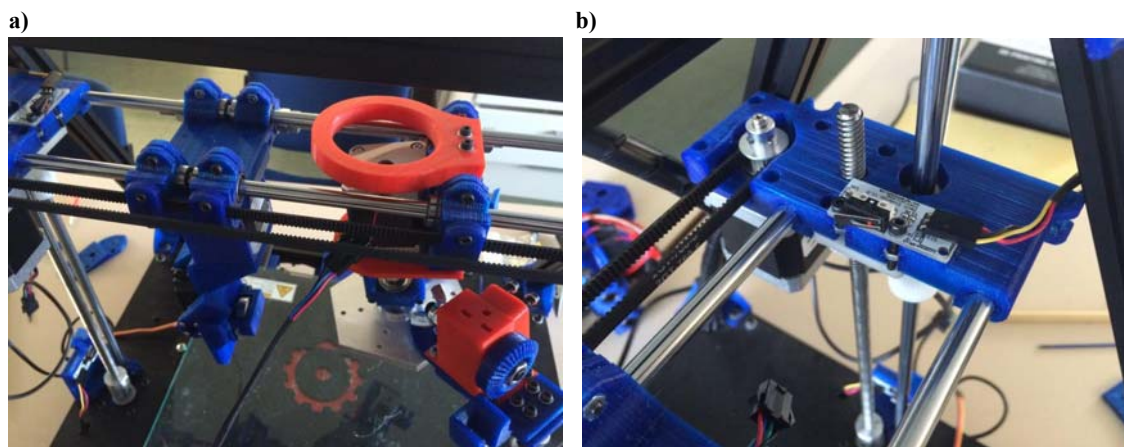


Figura 215. a) Detall del capçal revòlver en un muntatge parcial en una impressora BCN3D+ adaptada a l'efecte de la recerca. b) Detall de la zona d'enllaç de les guies d'eix X. Font: [314].

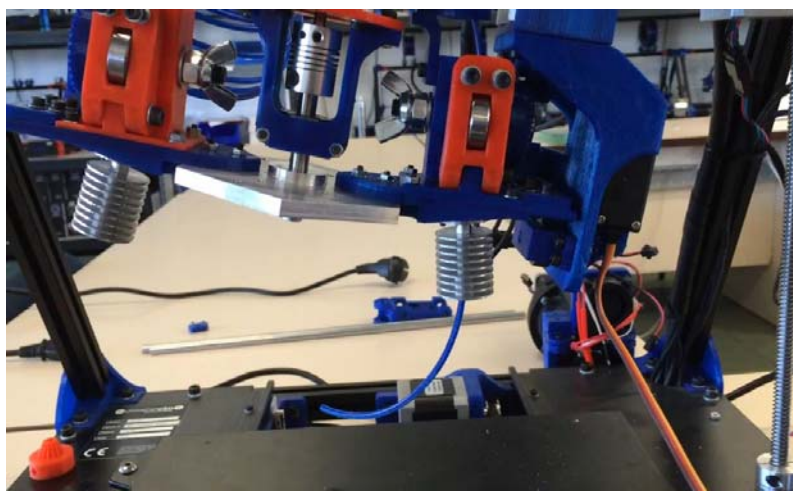


Figura 216. Prova bàsica d'extrudit amb sortida de fil directe, validant el funcionament de l'enllaç d'engrenament entre subconjunt motor extrusor i subconjunt broquet. Font: [314].

Amb el capçal operatiu, i simplificant la prova de concepte a dos broquets en lloc de cinc, s'ha realitzat una sèrie de proves per comprovar la qualitat de la impressió:

- Validació impressió monomaterial: les primeres proves es van orientar a validar la capacitat de la impressora 3D multimaterial a treballar de forma estable com si fos monomaterial. És a dir, a validar el funcionament bàsic imprimint una peça a un sol color. El resultat va ser satisfactori, sent fidel la peça al fitxer STL de partida. El problema van ser els mateixos que les impressores 3D monomaterials, com per exemple la dificultat de materialitzar voladissos, tal com mostra la Figura 217: s'aprecia com s'ha despenjat la zona de voladís de la barbata del Moai, esperable d'altra banda en no disposar material de suport.

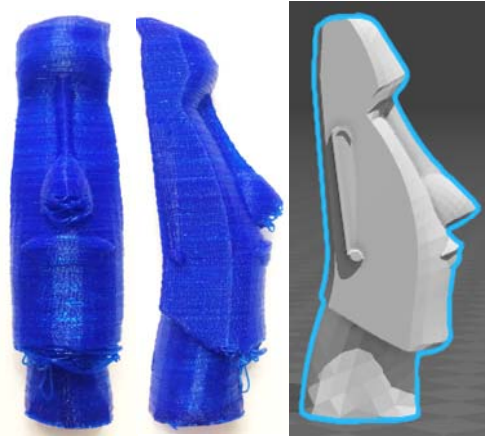


Figura 217. Figura de Moai per a prova d'impressió 3D monomaterial (vista frontal, perfil i imatge CAD del fitxer original en format STL). Font: [314].

- Validació de repetibilitat de posicionat del gir del capçal revòlver: S'ha comprovat la capacitat d'un broquet de mantenir la posició relativa amb la peça encara que s'hagi temporalment alterat la seva posició pel gir del capçal revòlver. Això s'ha fet aturant la impressió, aplicant un gir que treu el broquet actiu de la posició d'impressió i portant-lo a una posició allunyada i tornant llavors a la posició d'impressió per reprendre el treball. També ha estat útil per validar empíricament com de fiable és el sistema de bloqueig mitjançant pestell servoaccionat per bloquejar el gir del plat durant la impressió. La peça utilitzada com a prova (veure Figura 218) disposa de dues entalles d'igual disseny: primer s'ha fet una, i abans de fabricar l'altra s'ha dut a terme l'operativa descrita de pausa, gir, i reactivació un cop desfet el gir. Les dimensions de les entalles es van mantenir sense diferències rellevants: la dimensió de control dóna una diferència de 0,06 mm entre entalles, que considerant que la mida del broquet és 0,4 mm es considera acceptable.

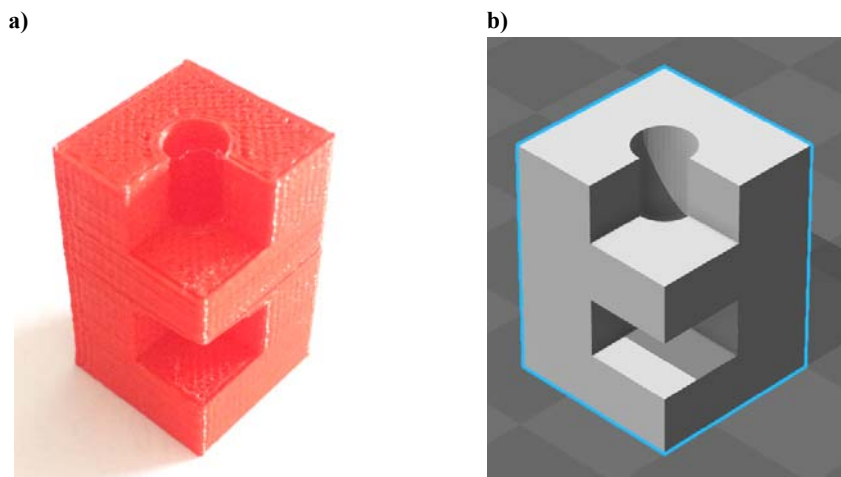


Figura 218. a) Prova d'impressió d'entrada i sortida de la posició de treball d'un subconjunt broquet. b) imatge CAD del fitxer original en format STL. Font: [314].

- Validació impressió multimaterial (dos colors): S'ha utilitzat el mateix model de la primera prova, pausat la impressió a diferents intervals i girant el capçal. La prova

ha servit per detectar oportunitats d'ajust del sistema, basades en que cal controlar molt bé el posicionat relatiu entre broquets a l'hora de muntar-los, a fi que tot broquet, en la posició de treball actiu, estigui en el mateix punt geomètric de l'espai. Aquest fet s'aprecia en el lleuger desfasament entre els dos colors del model de prova que es veu a la Figura 219. En canvi, altres problemes com dificultats d'extrusió en el moment inicial del canvi i activació d'un nou broquet no es consideren significatives, i tenen més a veure amb l'ajust de paràmetres de temperatura que no en el fet que el sistema sigui multimaterial.

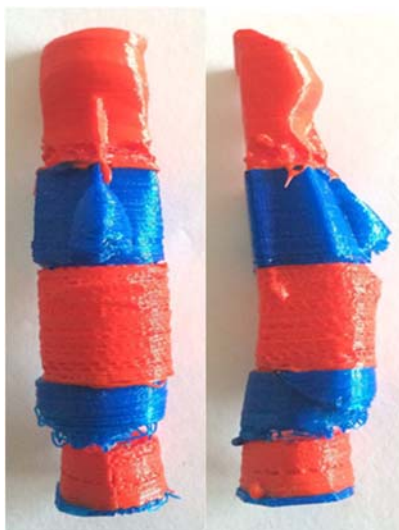


Figura 219. Prova d'impressió multimaterial. Font: [314].

El resultat d'aquest concepte exploratori avançat es considera satisfactori. A nivell constructiu, el capçal revòlver ha pogut acoblar-se a una impressora 3D existent sense modificacions rellevants. A més, el capçal revòlver pot ser canviat o modificat total o parcialment amb facilitat, cosa que s'ha fet repetidament en el transcurs d'aquest desenvolupament (només s'ha mostrat el darrer nivell assolit). A nivell funcional, es confirma, d'una banda, que el sistema pot ser considerat apte per dur a terme prototips multimaterials basats en filaments plàstics, a condició que els ajustaments siguin fets amb precisió i es continuï un treball de disseny per a garantir un engranament fiable i, sobretot, un perfecte posicionat dels broquets a l'hora de treballar, fent que tots ho facin sobre un mateix punt geomètric de l'espai relatiu al capçal.

En conclusió, el capçal revòlver com a sistema multimaterial és perfectament aplicable a l'objectiu de ser usat per a la fabricació, entre d'altres productes, de prototips per a l'assaig quirúrgic. No és però clara l'adequació a l'objectiu de cost limitat per facilitar la seva extensió, vist el nivell de sofisticació registrat en alguna aplicació ja comentada al capítol 4 [164].

8.2 Broquets convergents

A l'anterior capítol, a l'apartat 7.5.2, es va deixar plantejat el disseny d'un capçal de broquets convergents en un punt, realitzant fins i tot algun prototip conceptual per disposar d'una primera solució provada a nivell geomètric. A les conclusions del darrer apartat del capítol 7, es va considerar que:

- L'interès d'aquest concepte era mitjà respecte a d'altres solucions.
- La dificultat per materialitzar-lo i fer-lo funcional era baixa.
- Hi havia escassa incertesa quant al fet de progressar en els objectius de la recerca: era una opció directa per disposar de quatre materials diferenciats sota tecnologia FFF.

Aquestes conclusions favorables fan que se li hagi donat continuïtat a la recerca d'aquesta línia més enllà del disseny de concepte, detallant-se en aquest apartat la materialització i proves d'un capçal de broquets convergents.

Un cop introduïdes en el desenvolupament les millores detectades en els prototips, es va procedir a materialitzar un primer extrusor per a ser muntat en una impressora 3D (Figura 220). Allà es pot observar, per exemple, el detall de l'adaptació del sistema d'alimentació del filament, passant del sistema directe (que no permetria compactar quatre extrusors) al sistema *Bowden*, així com la inclinació donada al broquet.

Després de nombroses proves i modificacions, es va validar que el disseny efectuat, desenvolupat sota el criteri de fer convergir el filament en un punt determinat: es va verificar que aquest fet no suposava cap inconvenient per a realitzar el procés d'extrusió.

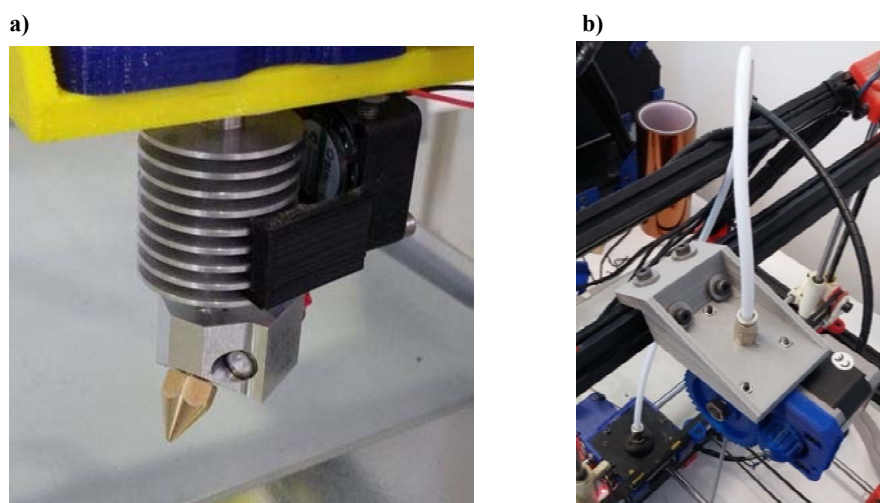


Figura 220. Validació d'un capçal amb un sol extrusor en impressora 3D. a) Detall del broquet inclinat. b) Detall de l'adaptació del sistema d'alimentació del filament. Font: [315].

Es va procedir llavors a preparar els quatre extrusors junts per a les proves d'impressió, iniciant el procés per la definició i resolució de les modificacions a la impressora BCN3D+

que permetessin poder muntar junts els quatre capçals al sistema de guies de moviment en eix X. Això va suposar una sèrie de canvis en elements estructurals, alguns mostrats a la Figura 221, dels quals es detallen els més rellevants:

- El conjunt de quatre capçals no cabia enmig de les guies. Per a solucionar això, va caldre girar els suports de la platina de manera que aquesta quedés per sota de les guies i es solucionés el problema de l'espai. D'aquesta modificació se'n van derivar d'altres, com la fixació de la corretja de l'eix X, que va passar d'anar ubicada entre la platina i els seus suports (on ara fregaria, impossibilitant el moviment), a la ranura de l'allotjament dels coixinets de l'eix X.
- Canviar la vareta roscada de control en Z per una de més llarga ja que, en estar la platina sota les guies de la barra X, la distància que cal entre les guies de l'eix X i la plataforma ha augmentat.
- Nou disseny i fabricació per impressió 3D de la platina portacapçals, adaptada per facilitar el muntatge compacte dels 4 capçals.
- Nou disseny i fabricació per impressió 3D de la peça a la qual s'integren els connectors per als tubs de tefló del sistema *Bowden* que porta el filament.

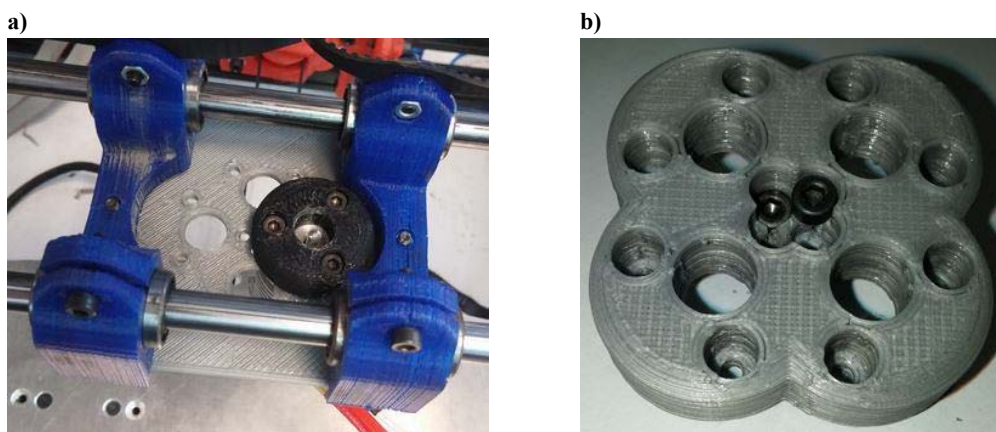


Figura 221. Modificacions per permetre el muntatge dels 4 extrusors: a) Reubicació de la platina a sota les guies. b) Nova peça per fixar els quatre tubs de tefló. Font: [315].

El següent pas va ser assegurar la correcta disposició relativa entre els capçals per tal que l'extrem de tots els broquets convergissin en el punt geomètric central buscat. Va ser precís abordar llavors el disseny d'unes peces que fessin aquesta tasca, encarant els quatre capçals entre ells. I és que, en collar els blocs calents amb l'element que fa la tasca de trencar la transmissió de calor aigües amunt (*heatbreak*), no es pot determinar la orientació que prendrà. Però es pot treure profit del fet que el collat no ha de ser ferm, doncs en el punt de roscat el filament que va per l'interior encara és sòlid.

Després d'avaluar mitjançant prototips fins a tres solucions diferents, es va optar per una geometria que ressegueix el perímetre dels blocs calents, mentre que el contorn exterior de la peça és una circumferència per tal d'estrènyer el conjunt amb l'assistència d'una brida metàl·lica ajustable convencional. La peça definitiva es va materialitzar per mecanització de placa de baquelita, a fi de suportar les altes temperatures del blocs d'escalfament i aïllar-los entre ells. En el muntatge final, segons es veu a la Figura 222, es van utilitzar

gruixos de paper d'alumini per tal d'ajustar el centratge de les puntes dels extrusors al mateix punt, que com s'ha dit era l'objectiu perseguit.

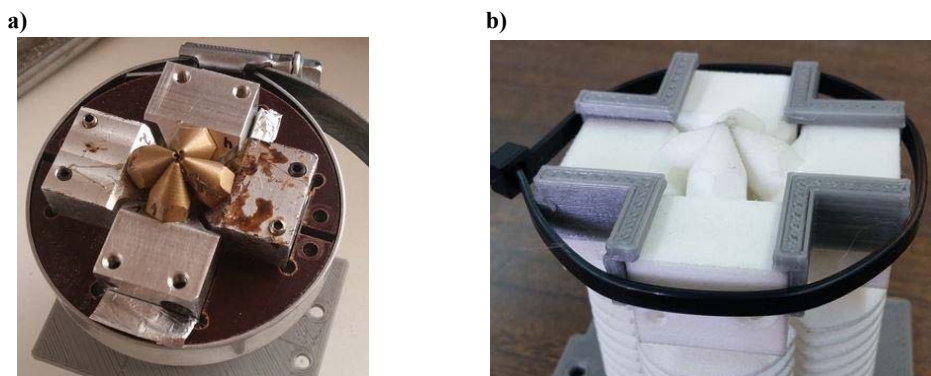


Figura 222. Peces de centratge dels capçals: a) Prototip en tecnologia SLS. b) Solució aplicada. Font: [315].

Per completar la funcionalitat de la impressora 3D amb els 4 capçals convergents en un punt, es van ajustar els mitjans d'extracció de calor, tot fixant un ventilador de convecció forçada a cada dissipador de calor d'alumini (*heatsink*). Dels quatre ventiladors, dos es munten dirigint l'aire cap a les aletes d'alumini i dos extraient-los, generant un flux d'aire al voltant del capçal múltiple. Per assegurar el muntatge, i tal com es veu a la Figura 223, una brida metàl·lica els abraça tots, prèviament muntats en el mateix suport d'ABS que s'utilitza en les impressores d'un sol capçal.

Per a facilitar una impressió de qualitat, es va procedir a adaptar el ventilador de capa d'una BCN 3D+ per al sistema de quatre capçals, eliminant l'anell distribuïdor d'aire i donant més dimensió als braços de suport.

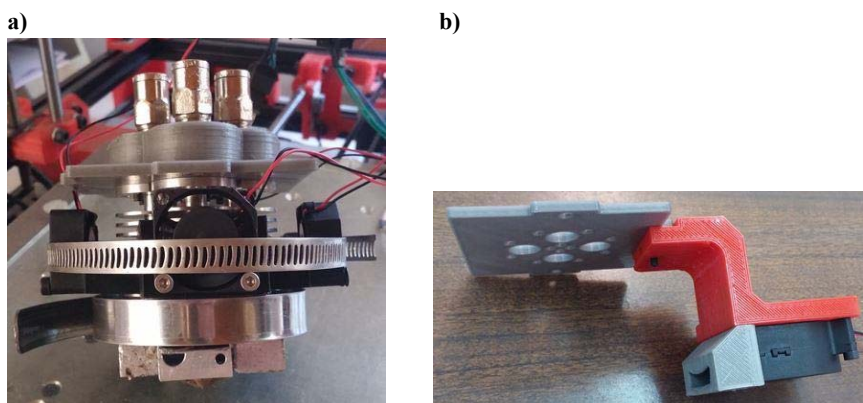


Figura 223. a) Muntatge del conjunt de quatre capçals independents. b) Ventilador de capa adaptat al projecte. Font: [315].

Per a fer funcionar els quatre broquets calien també adaptacions a nivell d'electrònica, que es van limitar a aconseguir que els quatre extrusors funcionessin a la vegada, deixant per a posteriors projectes de recerca la possibilitat de fer combinacions de colors i materials diferents, tot aconseguint controlar de forma independents cada motor d'extrusió. Aquest primer pas ja va requerir igualment força activitat, utilitzant quatre controladors habituals en les impressores monocapçals (*driver* TB6560), i fent les connexions necessàries:

- Desdoblament de les tensions de funcionament dels motors Nema 17 (13,5 V) directament des de la font de tensió i connexió a cadascun dels controladors.
- Connexió des de la placa de control *Ramps* als controladors, desdoblant el senyal per a cada un d'ells, i d'allà portar-los a cada motor.
- Connexió de cada resistència dels quatre blocs calents a la font d'alimentació.
- Connexió d'un sol termistor, donat que les resistències eren governades per una sola senyal.
- Connexió d'alimentació dels quatre ventiladors de convecció forçada i del ventilador de capa.

Les primeres proves es van centrar en detectar les possibles dificultats inherents al concepte. Una de les més evidents és la inclinació donada als broquets, que dipositen el material de forma no vertical. Una conseqüència és que el broquet “gratava” les capes ja dipositades en moure's en determinades direccions. Això fa distingir dues zones a les peces impreses amb aquest capçal: Per una banda, quan la deposició de plàstic es fa movent-se en el sentit del broquet, i per tant, “pentinant” el plàstic dipositat, la qualitat no és tan bona. Per altra banda, quan la deposició es fa en el sentit oposat, i per tant, sense “pentinar” el plàstic que es va dipositant, la qualitat és millor. A la Figura 224 es pot veure un esquema il·lustratiu d'aquest fenomen:

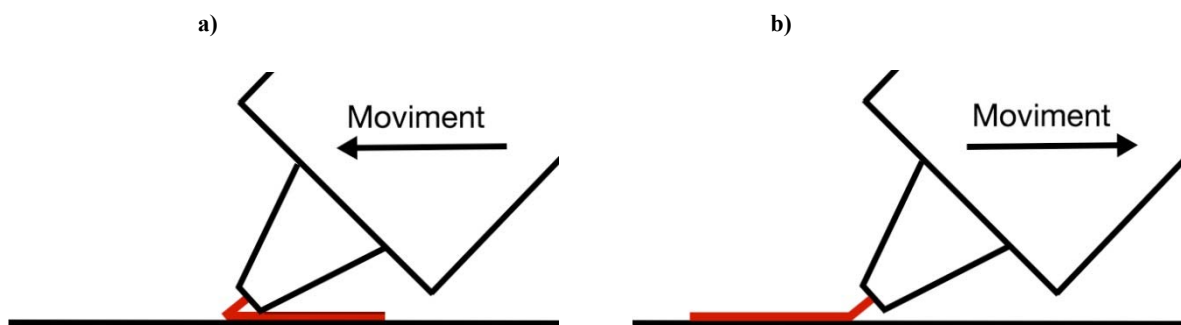


Figura 224. a) Deposició de filament en el sentit del broquet: aquest “pentina” la capa dipositada. b) Deposició en sentit oposat, que no afecta a la capa dipositada. Font: [315].

Aquesta problemàtica disminuïa la qualitat de la impressió però no la feia inviable, de manera que les proves van continuar, aconseguint el propòsit de fer extrudir a tots quatre capçals, tal com mostra la Figura 225.

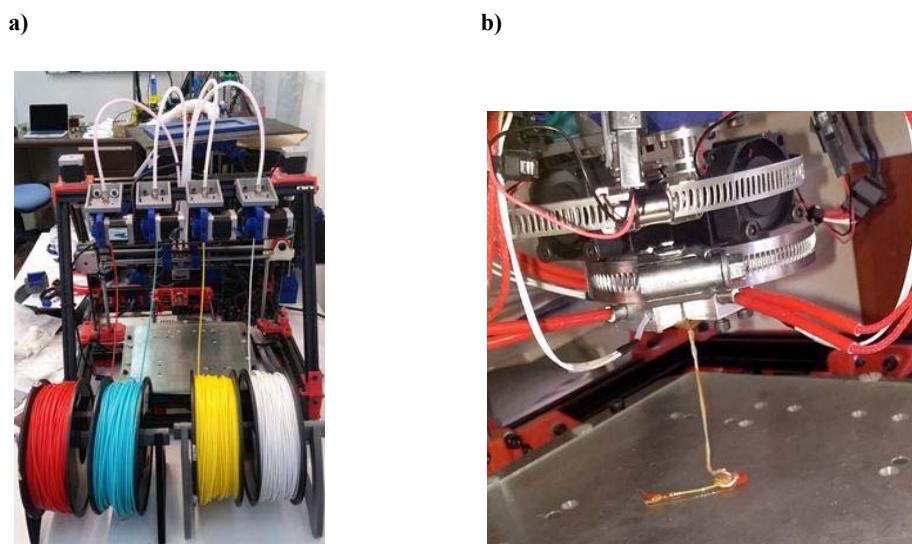


Figura 225. a) Vista general del sistema d'alimentació de filament de la impressora de quatre capçals. b) Els quatre capçals extrudint de forma simultània. Font: [315].

La present exploració del concepte va finalitzar amb la impressió de proves a quatre colors. En concret, es va executar la impressió d'un cub sota els paràmetres següents recollits a la Taula 23.

Taula 23. Valors d'aplicació per a la generació d'un programa d'impressió 3D de peces per a capçal de 4 broquets independents convergents en un punt. Font: [315].

Paràmetre	Valor
Altura de capa	0,2 mm
Velocitat d'impressió	20 mm/s
Temperatura del broquet	210°C
Temperatura del llit	35°C
Diàmetre del filament	2.93mm
Diàmetre del broquet	1 mm
Flux	35 %

A la Taula 23 s'aprecien valors temptatius per a generar la situació que el programa donés ordre d'extrusió a tots quatre broquets però que el resultat fos una sortida global de material com si correspongués a un de sol. D'aquí l'aparent incoherència de fixar en 1 mm el valor virtual de diàmetre del broquet encara que aquests fossin de 0,6 mm, o que el flux es fixés en el 35% i no en el 25%.

Els resultats van ser satisfactoris pel que fa al flux d'una barreja heterogènia de colors. A la Figura 226 es mostren diverses proves tot utilitzant un filament de color diferent per a cadascun dels quatre capçals. Les conclusions que se'n deriven llavors són:

- La via d'aconseguir una impressió multimaterial en base a la deposició alternativa de filament fos, o juxtaposada de varis a la vegada, és possible, i representa un pas més respecte a la solució anterior de capçal revòlver, en que no era possible la

- deposició juxtaposada.
- La viabilitat de la solució fins a arribar a un resultat que fos d'aplicació comercial sembla possible, però a condició d'un treball intens pel que fa a aspectes tèrmics, tal com va indicar la dificultat de construir peces degut a l'estovament en la zona freda d'extrusió del filament que ocasionava l'aturada de la impressió en els diferents capçals.

Tot i l'aspecte tèrmic anterior, resoluble aplicant un treball intens, les dificultats que podrien condicionar la viabilitat tecnològica d'aquesta via són superiors a les del capçal revòlver degut a la necessitat d'inclinar els broquets per a fer-los convergir en un punt. Les dificultats generades són dues: la primera, el fet ja exposat que la qualitat de la impressió es pot veure compromesa depenent de quina sigui la direcció d'avanç del capçal. I la segona, la dificultat del filament de superar en el tram final el canvi d'angle de sortida respecte la vertical sense que es generin embussos. Es deixa, doncs, oberta la porta a un futur treball de recerca per a la solució d'aquestes dificultats, condició indispensable per poder aprofundir en la determinació de les característiques de la impressió multimaterial mitjançant l'ús de broquets independents convergents en un punt.



Figura 226. Proves realitzades amb la impressora de 4 broquets independents convergents en un punt. Font: [315].

8.3 Barreja passiva en el capçal

A l'anterior capítol, a l'apartat 7.5.4, es va deixar plantejat el disseny d'un capçal per a l'entrada de tres filaments (sense accionament de barreja), tal com es visualitzava a la Figura 193.

A les conclusions del darrer apartat del capítol 7, es va considerar que:

- L'interès d'aquest concepte era màxim donat que és una de les principals aproximacions actuals a aconseguir la multimaterialitat amb tecnologia FFF.
- La dificultat per materialitzar-lo i fer-lo funcional és mitjana.
- Hi ha alguna incertesa respecte a l'assoliment dels objectius de la recerca, donat que els mecanismes de purga o les limitacions de nombre de materials poden fer que els resultats no satisfacin les expectatives en comparació amb altres opcions.

També es va comentar la necessitat de diferenciar entre fer barreja activa i no fer-la, de manera que, en el present capítol, es desenvolupen dos prototips experimentals: en el present apartat es modela la solució més simple – sense barreja activa – i en el següent es construeix un capçal de barreja activa.

S'aborda, doncs, en primer lloc, la construcció d'un prototip de capçal sense barreja activa, tot partint de la tasca de disseny i estudi previ del capítol anterior. Malgrat es conceptualitza per a ser integrat en una impressora Sigma de BCN3D® (Figura 227), s'acaba materialitzant en una impressora més accessible per a experimentar tal com mostra la Figura 228.

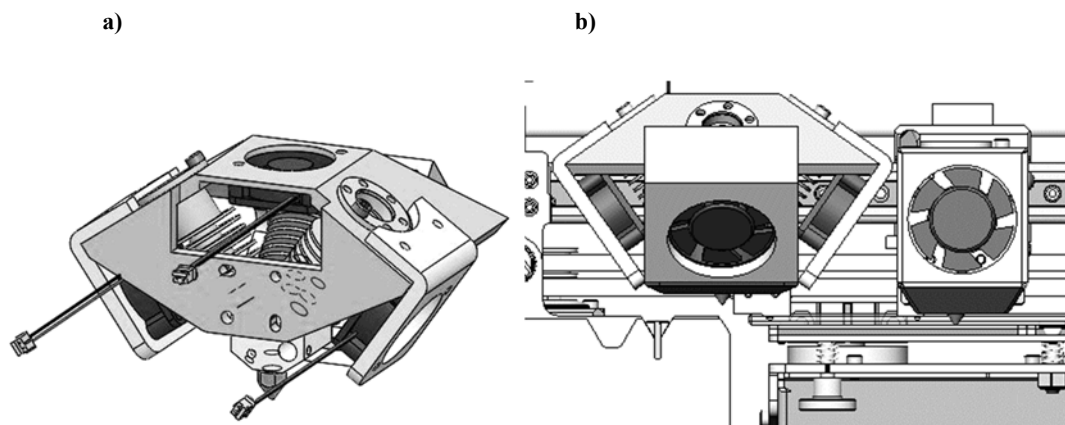


Figura 227. a) Vista CAD isomètrica del concepte complet de capçal amb tres filaments. b) Impressora BCN3D Sigma amb un capçal normal (dreta) i el capçal de tres filaments (esquerra). Font: [326].

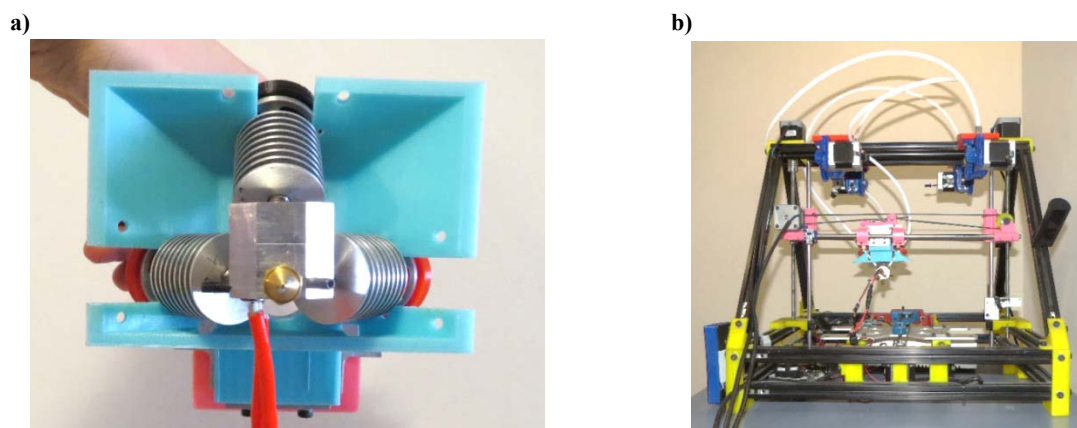


Figura 228. a) Capçal amb aportació possible de tres filaments sense barreja activa ja materialitzat. b) Instal·lació d'aquest en una impressora 3D. Font: [326].

Per a efectuar proves amb el capçal, es dissenya un dispositiu amb la placa Arduino UNO®, basat en un microcontrolador ATmega328P®, connectat a potenciòmetres manuals per regular la velocitat d'avanç de cadascun dels tres motors que han d'impulsar els filaments cap el capçal. Tant els motors pas a pas (NEMA 17®) com els seus controladors (controladors A4988 de Pololu®) – sobre els que els potenciòmetres actuaran – han estat els mateixos que implementen les impressores de BCN3D®.

El controlador del motor, alimentat a 5V pel microcontrolador, regula el voltatge i la intensitat que rep aquest, a fi d'ajustar la velocitat als requeriments d'una impressió 3D de qualitat. A través de dos pins digitals, DIR i STEP, el microcontrolador indica al controlador del motor el sentit de gir i l'ordre d'avançar un pas, tot regulant l'alimentació que rep el motor (tensió nominal de 12V). Els motors pas a pas realitzen 200 passos per volta, però el controlador permet que es generin polsos de tensió que facin avançar al motor només una fracció de pols: cada pas és divisible en 16 micropassos. Es disposa de tres pins (MS1, MS2 i MS3) per a que el microcontrolador pugui enviar al controlador les divisions en 16 parts de cada 1,8° de volta (corresponents als 200 passos per volta). Les combinacions d'estat alt o baix dels tres pins determinen la instrucció d'avanç de fraccions de pas, des de mig a 1/16 de pas. Aquesta forma de treballar, que suavitza el moviment del motor, és habitual a la impressió 3D per a millorar la qualitat dels treballs, i es coneix com a *microstepping*. S'aplicarà als desenvolupaments electrònics d'altres línies experimentals, com per exemple es veurà en el proper apartat.

A la Figura 229 següent es mostra el plànol esquemàtic d'elements i connexions. A l'esquerra es troben els potenciòmetres de regulació manual, protegits amb un condensador dels possibles pics de tensió. La senyal generada la pren el microcontrolador, que ho transformarà en senyals per a cada controladors dels tres motors que es troben a la dreta de l'esquema.

El sentit de gir es controlarà també manualment donat l'interès de poder fer *retract*. Per a això es connecta el pin DIR a un pulsador que canviï de nivell baix a alt el seu estat de tensió. Per a simplificar l'experimentació, tots els motors es connecten al mateix pulsador S1, de forma que una possible retracció es faria sobre tots els filaments a la vegada.

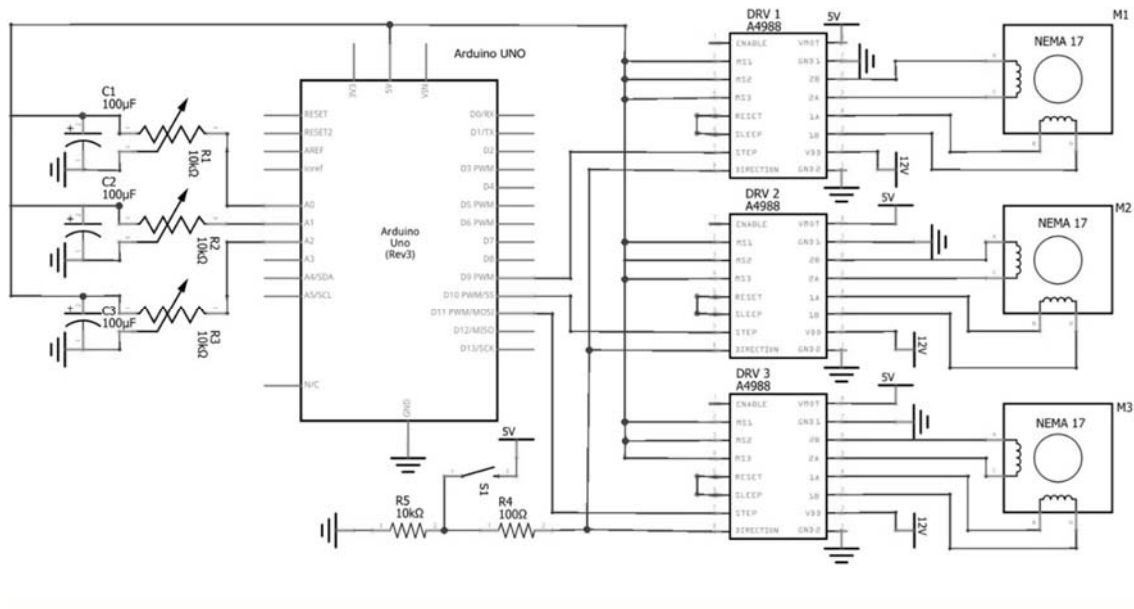


Figura 229. Connexions del dispositiu de control bàsic per efectuar proves d'extrusió del capçal de barreja passiva de tres filaments. Font: [326].

El present dispositiu no ha estat l'únic realitzat a la present recerca: en el següent apartat 8.4 es veurà com també, per provar la barreja activa de 4 filaments, ha calgut realitzar un altre de similar.

Una altra tasca rellevant necessària per a dur a terme la present experimentació ha estat la realització del programa de control del microcontrolador mitjançant el programari propi d'Arduino, que, com a referència, és similar al llenguatge C. En concret, cal “explicar” com l'angle girat del potenciòmetre manual té una correspondència amb la freqüència de polsos que el microcontrolador enviarà al controlador del motor per a obtenir la velocitat desitjada dels motors, perquè aquesta velocitat correspon a una quantitat de micropassos per unitat de temps enviats pel microcontrolador. En resum, la resistència equivalent del potenciòmetre a cada instant ha de generar lectures contínues que permetin realitzar el control de velocitat dels motors. La programació que permet fer això correspon a la de planificació de tasques periòdiques (*time triggered*).

De les diverses maneres d'efectuar la programació necessària, s'ha optat per l'ús del comptador (*timer*) intern del microcontrolador sense interrupcions: de forma seqüencial es compara constantment el valor d'aquest comptador amb el temps que cal entre esdeveniments. A la present aplicació, un esdeveniment és l'enviament d'un pols a una freqüència determinada (quantitat de micropassos a avançar per unitat de temps). En

finalitzar l'esdeveniment, es procedeix a llegir de nou l'estat de l'angle girat del potenciòmetre, tot preparant l'ordre pel pols següent.

Es descarten així, per diversos motius, altres estratègies: la mateixa presentada però amb interrupcions (que resultaria problemàtica en preveure's que el ritme d'aquestes seria molt elevat i un possible solapament podria fer perdre senyals), la utilització de retards purs (simple, però que deixa bloquejat el microcontrolador entre esdeveniments i que per tant precisa de més d'un controlador), o el fet d'usar un sistema operatiu en temps real per al microcontrolador (que requeriria d'una complexitat innecessària per a la present aplicació).

Per a procedir a la programació es fa necessari establir la correlació entre el gir angular manual dels potenciòmetres i la velocitat de sortida de filament pel broquet. D'una banda, cal recordar que en la present línia de recerca es disposa d'un capçal que pot tenir l'aportació de un sol filament o els de tres a la vegada. D'aquesta manera, cal acoblar el màxim gir del potenciòmetre a la velocitat màxima d'impressió que es desitja, i que, en el cas més desfavorable, seria per aportació d'un sol filament, treballant només un motor extrusor. A la pràctica, això implica que la programació a efectuar per a cada potenciòmetre és la mateixa que si es tractés d'un capçal monofilament com habitualment es té. Llavors, el potenciòmetre registra el valor del gir en un camp de 10 bits, sent possibles 1024 estats. Entre 0 i 1023 caldrà situar els valors de velocitat de rotació del motor d'extrusió associat a cadascun dels tres potenciòmetres. Teòricament el motor NEMA 17® escollit pot girar fins a 800 min^{-1} tot connectat a 12V, però aquesta és un valor molt allunyat del màxim necessari.

Per a trobar quin valor màxim de rotació dels motors d'extrusió cal associar al màxim gir del potenciòmetre, s'analitzen les situacions d'impressió 3D habituals quant a velocitats de deposició de filament en els moviments en el pla XY (considerant un broquet estàndard, utilitzat a totes les proves, de 0,4 mm de sortida de filament:

- Per a fer els perímetres interns o externs, que necessiten major cura, les velocitats de deposició de filament són al voltant dels 15-20 mm/s.
- Per a fer l'emplenat (*infill*) de les zones delimitades pels perímetres, es poden aplicar velocitats ràpides de 60 mm/s.
- S'apliquen velocitats de 85 mm/s a 120 mm/s quan no es necessita una precisió elevada a la peça i el que es vol és reduir el temps d'impressió.

La velocitat d'impressió ($v_{\text{impressió}}$) és conseqüència de l'avanç del filament (v_{filament}) de la bobina gràcies a l'acció de la rotació del motor d'extrusió ω_{mot} . La velocitat d'avanç del filament, definida com a v_{filament} , es calcula a partir de la transmissió pinyó-roda-cremallera que constitueix la cadena cinemàtica que va des del motor pas a pas fins al contacte entre un eix grafilat i el filament. A la impressora BCN3D+, usada per a les proves, el motor pas a pas acciona un pinyó de 13 dents que engrana a una roda de 36 dents (etapa de reducció de velocitat i augment de parell), solidària amb un eix de diàmetre 8 mm (*hobbed bolt*) que té una zona grafilada semicircular que és la que acaba

traccionant el filament com si d'una transmissió pinyó-cremallera es tractés (Figura 230). La zona grafilada deixa el diàmetre de l'eix a un valor de 6,7 mm: el filament rep l'impuls per avançar cap a la cambra de fusió a partir de la velocitat lineal que defineix el radi corresponent a aquest valor. La relació entre velocitat del filament i rotació del motor queda així fixada per l'equació (7):

$$V_{\text{filament}} = \omega_{\text{roda}} \cdot r_{\text{hobbed bolt}} = ((\omega_{\text{mot}} \cdot (13/36)) \cdot (6,7/2)) \text{ mm} = 1,21 \cdot \omega_{\text{mot}} \text{ (mm/s)} \quad (7)$$

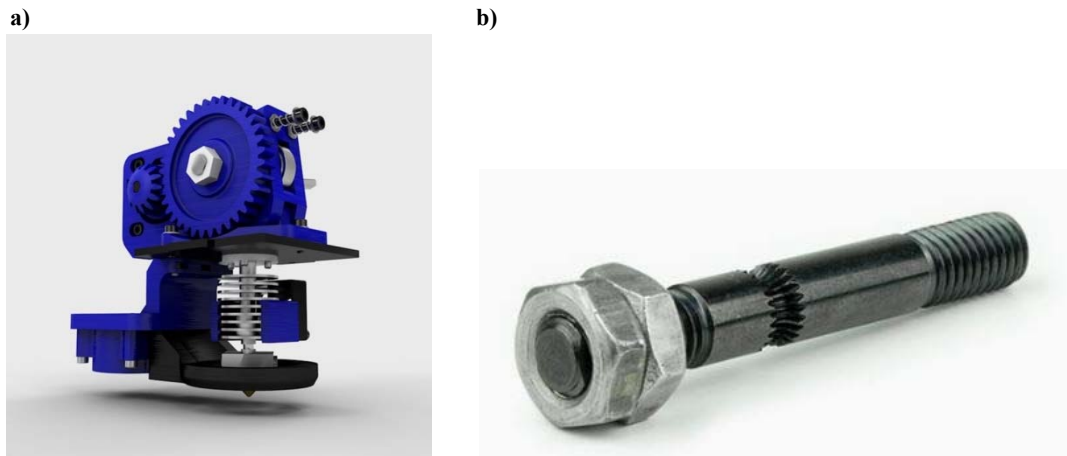


Figura 230. a) Imatge virtual CAD de capçal FFF: el sistema extrusor és a la part superior. b) Detall del "hobbed bolt". Font: pròpia.

El següent pas és relacionar la velocitat del filament amb la velocitat d'impressió, tot igualant el cabal d'entrada al capçal amb el de sortida pel broquet.

El cabal d'entrada al capçal s'obté multiplicant la velocitat d'avanç del filament multiplicat per la seva secció (8), que és la corresponent al filament estàndard de diàmetre 2,85mm:

$$Q_{\text{entrada}} = v_{\text{filament}} \cdot (\pi \cdot 2,85^2/4) = (6,38 \cdot v_{\text{filament}}) \text{ mm}^3/\text{s} \quad (8)$$

El cabal de sortida pel broquet (9) s'obté de forma similar:

$$Q_{\text{sortida}} = v_{\text{impressió}} \cdot (\pi \cdot 0,4^2/4) = (0,1256 \cdot v_{\text{impressió}}) \text{ mm}^3/\text{s} \quad (9)$$

Considerant una velocitat màxima possible de $v_{\text{impressió}} = 120 \text{ mm/s}$, el cabal màxim desitjable (10) és de:

$$Q_{\text{sortida}} = (0,1256 \cdot v_{\text{impressió}}) \text{ mm}^3/\text{s} = 15,07 \text{ mm}^3/\text{s} \quad (10)$$

S'obté la relació entre cabal i velocitat d'avanç del filament (11) de:

$$Q_{\text{sortida}} = Q_{\text{entrada}} = 15,07 \text{ mm}^3/\text{s} = (6,38 \cdot v_{\text{filament}}) \text{ mm}^3/\text{s}; \quad (11)$$

Que resulta en una velocitat de filament (12) de:

$$v_{\text{filament}} = 2,36 \text{ mm/s} \quad (12)$$

La velocitat del filament es relaciona amb la velocitat de rotació del motor segons (7), resultant (13):

$$V_{\text{filament}} = 2,36 \text{ mm/s} = 1,21 \omega_{\text{mot}} \text{ (mm/s)} \quad (13)$$

I aquesta velocitat de rotació és (14):

$$\omega_{\text{mot}} = 1,95 \text{ s}^{-1} \quad (14)$$

Aquesta velocitat es correspon a $n_{\text{mot}} = 18,63 \text{ min}^{-1}$, un valor molt allunyat del límit teòric especificat anteriorment.

Com a resum de la formulació anterior, la relació (15) entre $v_{\text{impressió}}$ i n_{mot} és:

$$n_{\text{mot}} = 0,1553 \cdot v_{\text{impressió}} \text{ (min}^{-1}\text{)} \quad (15)$$

I la relació entre la velocitat d'impressió i l'avanç del filament (16) cap al capçal és:

$$v_{\text{filament}} = 0,0197 \cdot v_{\text{impressió}} \text{ (mm/s)} \quad (16)$$

Aquests valors, per a poder fer un control fi mitjançant el potenciòmetre – que no girarà més que $\frac{3}{4}$ de volta – encara és d'interès reduir-los més. Així, es fixa un màxim de 80 mm/s com a velocitat d'extrusió, que s'obtindrà amb una rotació del motor de 12,42 min^{-1} , corresponent a un avanç del filament de 1,57 mm/s.

Considerant que una volta completa del motor suposen (16·200) micropassos, la velocitat de rotació màxima del motor es pot expressar com 662,4 micropassos/s. Això s'aconsegueix generant una ona de freqüència 662,4 Hz, amb un semiperíode de durada $T/2 = 0,755 \text{ ms}$.

És a dir, quan el potenciòmetre sigui posicionat manualment a la seva posició màxima (lectura de consigna 1023), la programació a efectuar en el microcontrolador farà que el control del motor rebi una consigna de tensió en forma d'ona de semiperíode amb la durada indicada de 0,755 ms. Això acabarà suposant una velocitat de rotació del motor de 12,42 min^{-1} , i el filament plàstic sortirà a la velocitat màxima, fixada en el present cas a 80 mm/s.

D'altra banda, la mínima velocitat de sortida de plàstic es fixa en 15 mm/s: per sota d'aquesta, la lentitud en la impressió no queda justificada per un augment de la qualitat d'impressió. El valor de consigna 0 del potenciòmetre s'associa a aquesta velocitat d'impressió, que correspon a una rotació del motor extrusor de $2,33 \text{ min}^{-1}$ o a 124,26 micropassos/s. El semiperíode de l'ona que permetrà activar l'extrusor té en aquest cas una durada de $T/2 = 4,02 \text{ ms}$.

A partir d'aquests dos límits es pot construir l'equació lineal que transformi la lectura del potenciòmetre en el valor del semiperíode que el controlador del motor necessita per activar-lo:

Definint $T/2 = a \cdot P + b$ (essent P el valor de consigna del potenciòmetre), les dues condicions (17,18) per determinar les constants a i b són:

$$0,755 \text{ ms} = a \cdot 1023 + b \quad (17)$$

$$4,02 \text{ ms} = a \cdot 0 + b \quad (18)$$

D'aquí es té finalment l'equació lineal (19), i a partir d'aquí s'ha abordat i completat la programació del microcontrolador.

$$T/2 = -0,00312 \cdot P + 4,02 \quad (19)$$

Una velocitat força comú d'extrusió, com ara de 40 mm/s, es tradueix en una consigna P del potenciòmetre de valor 630. Per això, cal portar el potenciòmetre a un 62% del seu recorregut, aproximadament 166°.

En les proves inicials efectuades amb un sol filament – tot bloquejant les altres dues entrades provisionalment –, l'angle del potenciòmetre s'ha situat al voltant d'aquests valors, i s'ha tingut en compte l'efecte detectat de reducció d'avanç del filament en entrar al capçal.

El següent pas ha estat analitzar com es produeix el canvi entre dos colors, de forma que s'ha procedit a alimentar el capçal multimaterial amb dos filaments (blanc i blau genèrics), ambdós en PLA.

Aquest canvi s'orientava a visualitzar la purga necessària per passar d'un material a un altre. S'actua com en un cas normal d'impressió 3D monomaterial: primerament s'atura el subministrament d'un filament i es fa la retracció habitual per evitar el degoteig. És llavors quan s'activa el subministrament del segon filament, i pel broquet apareix un material de purga, barreja del primer i segon filament, que finalitza quan ja es veu clarament que no hi ha aportació residual del primer filament. En el sistema experimental realitzat, són els potenciòmetres manuals i el selector de sentit de gir també manual dels motors extrusors els que permeten l'operativa descrita.

El capçal té un comportament positiu, tal i com es pot comprovar a la Figura 231. Tot i això, es comprova que la purga necessària per a una total transició entre colors suposa un elevat consum de material, de l'ordre de 500 mm de filament, molt superior al que normalment es consumeix de material en una capa: s'estaria gastant més material en purgar que no pas en imprimir. En resum, el consum de material i temps és elevat, però el resultat respecte a la situació inicial i final és satisfactori. El volum (20) que suposa és:

$$V = 500 \cdot (\pi \cdot 2,85^2 / 4) = 319 \text{ mm}^3 \quad (20)$$



Figura 231. Canvi de color de blau a blanc. Font: [326].

Aquest volum no és gens menyspreable, tant pel cost com, sobretot, pel temps necessari, doncs a una velocitat d'extrusió utilitzada de 40 mm/s, la velocitat d'avanç del filament era de 0,79 mm/s de forma que ha calgut esperar 39 segons per tenir plenament operatiu el segon filament. Si es produïssin dos canvis de filament per capa (usant els tres materials disponibles), sent l'altura de capa 0,2 mm, i considerant el cas d'un prototip per a assaig quirúrgic d'altura 150 mm, el temps total T emprat (21) només en purga seria de:

$$T = 2 \cdot 39 \cdot (150 / 0,2) / 3600 = 16,25 \text{ hores.} \quad (21)$$

Aquest temps de purga seria molt superior, possiblement, al temps estricte d'impressió "útil". A efectes pràctics, doncs, el capçal multimaterial no sembla una opció competitiva a menys que s'adoptin una sèrie d'estratègies com ara:

- Reduir el material a purgar minimitzant el volum dels conductes interiors del capçal, tot escurçant-los. No cal esperar reduccions radicals a menys que el redisseny sigui molt profund (veure Figura 232). L'estratègia passaria per unir els 3 conductes, el més curts possibles, al lloc més proper possible a la sortida, o fer-ho imperceptiblement, renunciant al possible ús de materials barrejats si és que l'ús habitual de les impressions 3D estarà basat en materials purs: en aquest cas, no té cap sentit disposar d'un espai de barreja que requerirà de tanta purga com volum tingui.

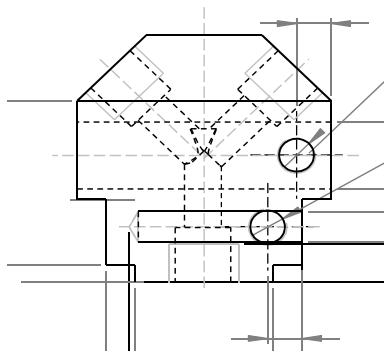


Figura 232. Secció de capçal on s'aprecien dues de les tres entrades de material. Font: [326].

- Mitjançant programació, disminuir els canvis de material en passar d'una capa a una altra: aprofitar el material amb que finalitza una capa per usar-lo d'entrada a la següent si és que també hi és present, que serà la situació més habitual.
- Accelerar al límit la velocitat d'extrusió en el moment de la purga, de forma que el temps necessari fàcilment es reduirà a la meitat.

Una altra de les proves d'interès efectuades en aquesta línia de recerca ha estat l'ús dels tres filaments de forma iterativa, segons es mostra a la Figura 233a de forma general, i amb més detall d'una de les transicions (groc a blau) a la Figura 233b, repetint-se les mateixes observacions que per al cas dels dos filaments.

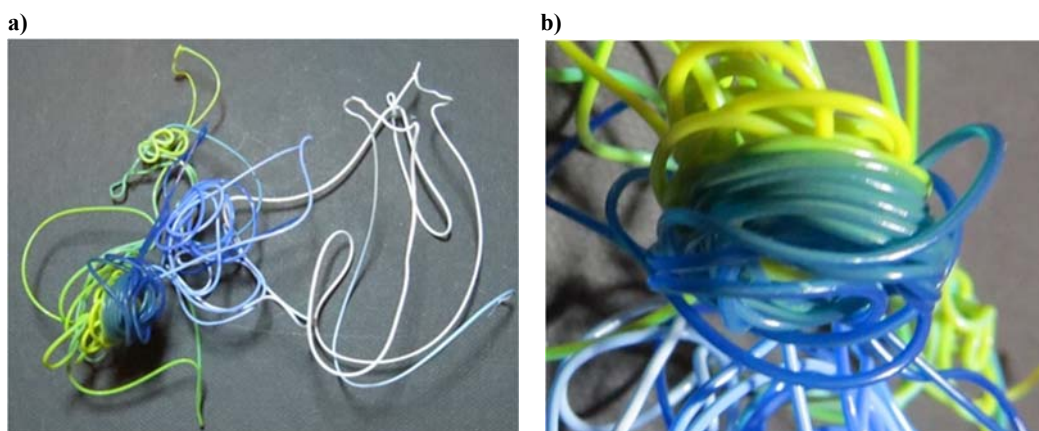


Figura 233. a) Canvis de color a partir de l'aportació seqüencial de tres materials, blanc-blau-groc-blau. b) Detall de la transició de groc a blau. Font: [326].

La darrera prova s'ha adreçat justament a analitzar la qualitat de la barreja simultània de material. Un dels focus d'interès d'aquesta línia era explorar la qualitat d'aquesta barreja sense el recurs d'un accionament de barreja, objecte de l'apartat 8.4.

D'aquesta manera, s'han extrudit dos materials de forma simultània, en uns casos emprant la mateixa velocitat i en altres assignant velocitats diferents per a cadascun d'ells. Tot i que majoritàriament la qualitat de la barreja s'ha estimat com a acceptable, en alguns dels trams s'ha detectat l' "efecte dentifrici" [336], amb distinció per franges dels dos materials en la direcció d'extrusió. Sense un sistema de barreja activa, sembla

impossible donar cap pauta d'actuació per evitar aquest efecte. El resultat és una barreja uniforme dels dos colors en la majoria de trams del material imprès. Tot i així, en alguns trams la barreja no es homogenia (la barreja no s'ha consumat) i es pot distingir clarament una meitat de filament de cadascun dels colors extruïts, tal i com s'intueix a la Figura 234.

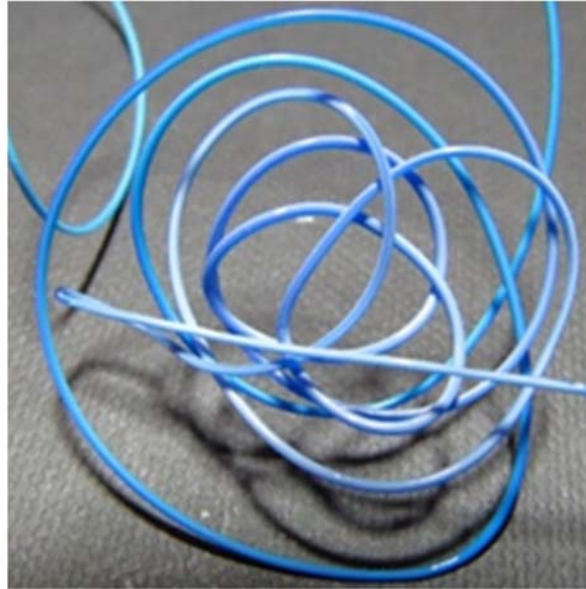


Figura 234. Mostra de barreja de dos materials (filaments PLA blau i blanc). Font: [326].

Es tracta, doncs, d'un camí perfectament possible, amb limitacions que ja eren esperables, i ja s'ha comentat que existeixen alguns desenvolupaments comercials que utilitzen aquest concepte.

8.4 Barreja activa en el capçal

Tal com s'ha exposat a l'apartat anterior, un cop s'ha experimentat amb un capçal sense barreja activa, en aquesta línia de recerca es treballa sobre un capçal de barreja activa de fins a quatre materials en forma de filament per a impressores 3D de tecnologia FFF. S'afegeix, doncs, un material més al capçal, passant de 3 a 4, i es fa possible que la barreja de filament, obtinguda per una combinació entre les infinites possibles basada en controlar l'entrada diferenciada de fins a quatre filaments, estigui facilitada per mitjans mecànics. Aquesta línia té un dels seus antecedents a Corbett [198], tal com s'exposa a l'apartat 4.1.2.2 *Sublínia FFF basada en barreja en el broquet*. També s'ha trobat algun altre treball, continuïtat de l'anterior [337].

Les aportacions que la present recerca fa al progrés d'aquesta línia són:

- Simulació numèrica computacional per a modelitzar la circulació i barreja de plàstic fos a la cambra de barreja mitjançant simulació numèrica, indicant com es pot millorar el grau de homogeneïtat d'aquesta.
- Estudi de la combinació de materials, partint de la característica diferencial del color, tot basant-se en colors primaris a barrejar sota un model CMYK o subtractiu, en oposició al model que servia de base per a l'estudi de la deposició juxtaposada de filament mostrada en els apartats anteriors. Però com en aquestes línies de recerca, l'estudi es basa en filament plàstic PLA de diferents colors. El present estudi culmina amb proves d'impressió 3D, sense donar prioritat a la fabricació de peces sinó únicament a les característiques de la barreja. Els resultats es comparen amb les simulacions computacionals i càlculs teòrics realitzats.

Per realitzar les proves, es porta a la realitat el disseny del capçal amb cambra de barreja activa, i s'adapta i instal·la a una impressora 3D de codi obert, en concret una BCN3D® del CIM UPC. S'ha realitzat també les modificacions electròniques – tot fent una placa addicional a la *Ramps* de la impressora 3D – necessàries per la regulació i control dels motors d'alimentació dels quatre filaments, així com la incorporació del control per a la regulació d'un mecanisme barrejador al capçal.

8.4.1 Proves de colors

Una primera decisió a prendre és seleccionar les bobines de filament que més es puguin assimilar per a la reproducció del model CMYK o model subtractiu, en no tenir disponibilitat d'accedir a filaments amb els colors primaris. Els filaments seleccionats i la seva equivalència amb el model es mostren a la Figura 235, havent-se realitzat proves experimentals per preveure el resultat de la mescla.







Colors primaris model subtractiu	Colors primaris experimentals
 Cian	 Blau cel
 Magenta	 Rosa
 Groc	 Groc

Figura 235. Colors primaris del model CMYK i filaments disponibles assimilats al model per a la realització de proves de barreja de materials. Font: [319].

Els resultats d'aquesta prova experimental ha estat:

- Mescla CM (filaments Blau cel i Rosa): s'ha obtingut un Lila clar, en lloc del secundari blau fosc del model teòric CMY.
- Mescla MY (filaments Rosa i Groc): s'ha obtingut un Taronja, en lloc del secundari vermell del model CMY.
- Mescla CY (filaments Blau cel i Groc): s'ha obtingut un Verd, força proper al verd del model CMY.
- Mescla de secundaris (Lila clar, Taronja, Verd): s'ha obtingut un Marró clar, en lloc del Negre del model CMY.

A la Figura 236 es mostra, en una placa de petri, un resum en forma de filaments originals i barreges de 2 a 2, i al centre el resultat de mesclar les tres barreges secundàries.



Figura 236. Resultats de l'experimentació prèvia sobre una aproximació al model CMY per a filaments per impressió 3D. Font: [319].

Amb aquesta experimentació es disposa de mostres a utilitzar com a referència a l'hora d'avaluar els resultats de les mescles obtingudes pel capçal barrejador en un procés

d'impressió 3D, valorant llavors la seva qualitat. Es pot apreciar com el filament Rosa és el color que origina unes barreges que s'allunyen de les previstes en el model CMY, mentre que l'opció del filament Blau cel i Groc ha resultat força encertada. A la Figura 237 es posa de relleu aquesta anàlisi, tot comparant el resultat obtingut amb el model subtractiu CMY.

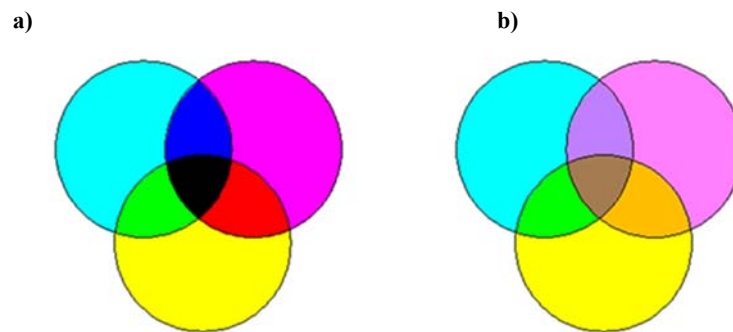


Figura 237. a) Model CMY. b) Model experimental: filaments usats i resultats de la combinació d'aquests obtinguts. Font: [319].

Abordant ja el procés d'impressió 3D basat en la barreja de filament, els punts d'interès a tenir en compte en la conceptualització, disseny, construcció i experimentació del sistema de barreja activa són:

- Gamma de colors que es pot aconseguir, com a indicador de l'interès de barrejar materials en lloc de, per exemple, juxtaposar-los o senzillament usar els filaments sense pretendre cap barreja, com en la línia del capçal revòlver.
- Homogeneïtat del color, a fi de diferenciar la present línia de les anteriors, o inclús, dins d'aquesta mateixa línia, diferència entre una barreja passiva o activa (sense o amb accionament mecànic que forci la barreja).
- Minimització del material de transició: aquest és un bon indicatiu d'eficiència, que pot condicionar a nivell industrial la viabilitat de la solució. La cambra de barreja ha de ser prou gran com per a que l'indicador de l'anterior apartat sigui favorable (homogeneïtat) però prou petit donat que, a cada canvi de color, s'haurà de purgar el material restant a la cambra, amb el cost econòmic i de temps que suposa.
- Facilitat de purga: relacionat amb l'anterior, al final cal avaluar si la purga es realitza correctament i de forma fiable i repetitiva. En les impressores FFF de codi obert aquest és un tema conegut, de manera que inclús existeixen filaments – sovint de poliamida – per a fer la funció de neteja d'un capçal quan es canvia d'un filament a un altre.
- Control de les variacions d'homogeneïtat al llarg de la construcció: si el filament és homogeni, una peça feta solament amb un material no presenta variacions al llarg de la seva impressió, a menys que intervinguin factors com modificacions de la temperatura d'impressió, o variació en la humitat absorbida pel filament al llarg del temps d'impressió, que pot ser llarg. En el cas present de barreja entre filaments de característiques diferents, (colors, dureses...), la sensibilitat del control de dispensació de diversos filaments que convergeixen per barrejar-se pot ser un nou

factor que intervingui en canvis no desitjats que afectin a l'homogeneïtat de la barreja no en un moment puntual, sinó al llarg de tot un treball d'impressió 3D.

Nota: no s'han fet proves amb materials de diferent temperatura d'impressió 3D, que suposaria obrir tota una nova línia molt més complexa. Aquest no era un problema teòric a la impressió 3D per juxtaposició representada a la primera de les dues línies anteriors, amb control tèrmic totalment individual dels capçals. Aquí, el control tèrmic està unificat en una sola cambra de barreja, on es fonen junts tots els filaments. Llavors, en cas de materials amb diferent temperatura d'impressió 3D, cal treballar a la temperatura del material que la tingui més alta, amb conseqüències no previstes en forma d'excessiva fluïdesa o degradació de la resta de filaments que es barregen.

A la Figura 238 es presenta, en forma de secció, el disseny final efectuat del capçal de barreja activa. En benefici de la brevetat i simplicitat, s'ha obviat tot el procés iteratiu de conceptualització i disseny que ha portat a aquest resultat.

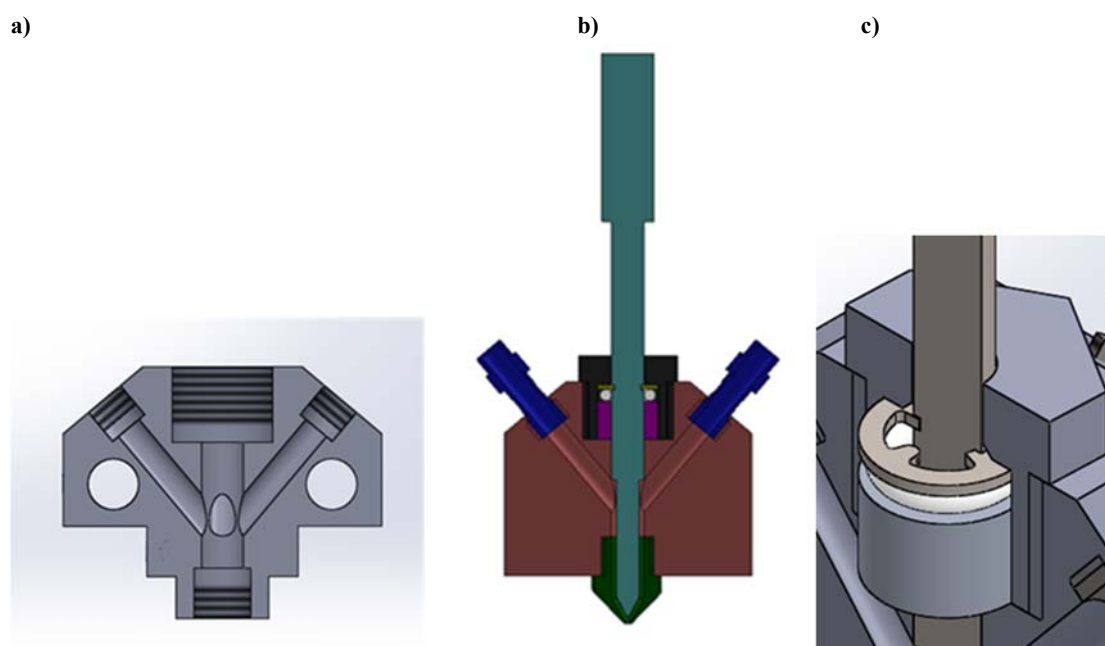


Figura 238. a) Secció vertical del nucli del capçal. b) Secció, seguint l'altre pla vertical a 90° de l'anterior secció, del muntatge complet del capçal. c) Detall de la zona d'entrada de l'eix mesclador al capçal, Font: [319].

Per bé que els filaments entren a 40° respecte l'eix vertical, convergeixen en el conducte vertical, ocupat en gran part per l'eix de mesclat, on seran barrejat abans de sortir pel broquet. La sortida és, llavors, perpendicular al pla horitzontal de deposició, de manera que no es trobarà amb la problemàtica presentada en la deposició juxtaposada de quatre capçals independents, on què la inclinació de la sortida respecte a aquest pla provocava diferències en la deposició segons la direcció d'avanç. Tots els elements complementaris són els mateixos d'un capçal d'impressora 3D de codi obert: broquet fàcilment desmuntable per facilitar la neteja durant les proves, termistor, resistència, *heatbreaks* d'acer inoxidable...

La primera versió de solució per a executar la barreja activa dels filaments està basada en l'eix de mescla, que serà accionat a una velocitat baixa, contínua i regular, a fi d'obtenir la desitjada homogeneïtat a la mescla. La part superior, convenientment estanquitzada amb un coixinet de fricció, junta tòrica i circlip de fixació per evitar el reflux de filament, es dissenya per facilitar el seu enllaç amb un motor pas a pas mitjançant un acoblament flexible, mentre que la inferior, anomenada tija, és la que determina com serà efectuada la mescla: la seva forma prismàtica deixa espais (quatre subcambres) entre l'eix i el conducte vertical del capçal a on convergeixen els filaments. Tal i com es mostra a continuació, s'ha estudiat i optimitzat aquesta forma prismàtica mitjançant simulació numèrica per ordinador de la fluidodinàmica dels filaments fosos. A la Figura 239 es mostren detalls sobre l'eix mesclador i el conjunt on s'integra.

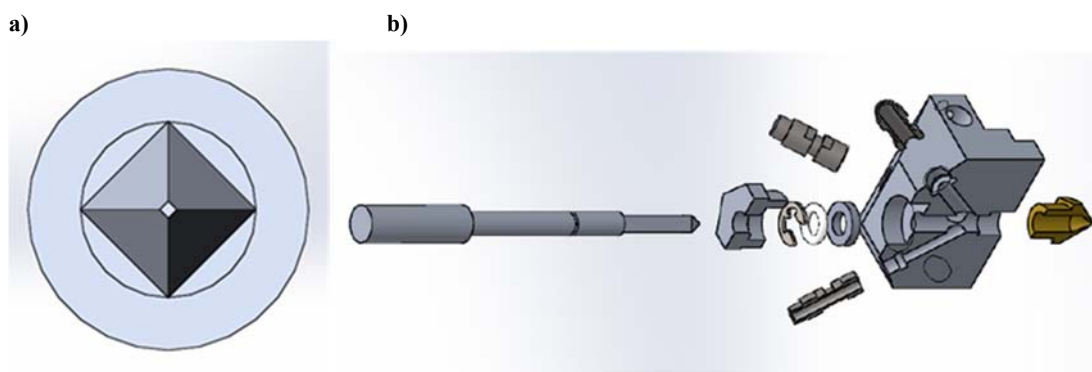


Figura 239. a) Vista inferior de l'eix mesclador encaixat en el conducte de sortida del filament barrejat. b) Imatge explosionada del conjunt de capçal barrejador (rotada 90° respecte a la seva posició). Font: [319].

Tal com mostra la Figura 240, per damunt del connector en acer inoxidable que ajuda a trencar el pont tèrmic amb la cambra, es té el dissipador d'alumini i un ventilador. Es tracta d'una solució més intrusiva que la línia de capçals convergents, però, d'una banda, cal espai per disposar al centre el motor barrejador i, d'altra banda, es disposa de més espai per dissipar el calor generat per la fusió del filament en les quatre derivacions.

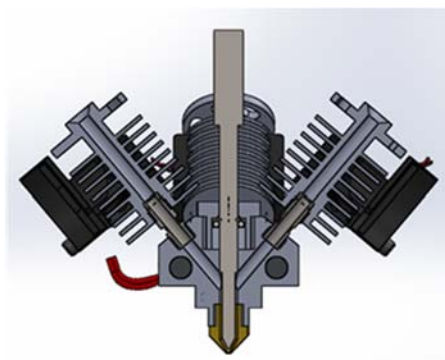


Figura 240. Secció del capçal barrejador. Font: [319].

Per completar el disseny del capçal i integrar-lo en una impressora 3D de codi obert s'han seguit una sèrie de passos que es detallen breument:

- Resoldre la refrigeració del nou motor barrejador, que és un dels elements diferencials del present projecte.

- Preveure el sistema d'arribada del filament al capçal: es resol la fixació en algun punt de l'estructura, i a partir d'aquí dissenyar els elements necessaris per enviar el filament amb un tub de tefló (sistema *Bowden*).
- Dissenyar l'estructura de fixació de tot el capçal a les guies de moviment en eix X, segons es veu a la Figura 241a. Els elements rellevants són les peces d'acoblament a les guies (color turquesa), estructura d'enllaç dels elements (gris) i el sistema de fixació a la corretja de transmissió del moviment en X (violeta). A la Figura 241b es mostra tot integrat a la impressora 3D.

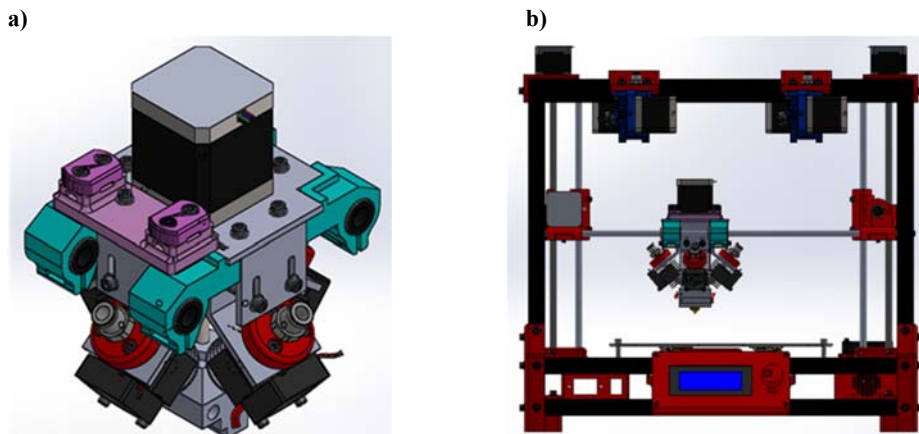


Figura 241. a) Capçal . b) Vista CAD frontal del capçal muntat a la impressora 3D. Font: [319].

I a la Figura 242 es mostra el prototip experimental, on s'observen detalls com ara el sistema per portar el filament al capçal, o la caputxa en PLA blanc a la part superior del motor barrejador, rematada per un ventilador per extreure el calor generat.

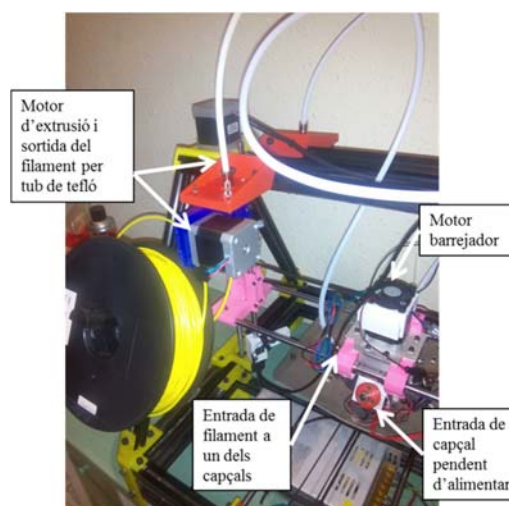


Figura 242. Materialització del prototip experimental d'impressora 3D amb capçal barrejador. Font: [319] i pròpia.

8.4.2 Simulació computacional

El procés per realitzar la simulació fluidodinàmica de la barreja i circulació dels filaments fosos s'inicia amb el modelatge CAD dels elements. S'ha trobat algun estudi

similar [338], encara que no orientats a la barreja de filaments per a la impressió 3D, i usant altres perfils d'eixos barrejadors, però sota el mateix concepte d'eix rotatori amb cavitats de mescla entre eix i cambra. En els següents paràgrafs, com es veurà, es posa més èmfasi en el detall de les condicions de contorn per a abordar la simulació, a fi d'estimular futures recerques en aquesta línia, que no pas en els resultats en sí, que acaben indicant que, com calia esperar, la velocitat de barreja serà un factor important en la qualitat d'aquesta.

Per a la present prospecció, s'ha emprat una llicència educacional del programari SolidWorks®, i el model obtingut s'ha importat al programari CAE ANSYS Workbench®, on s'ha aplicat el mòdul especialitzat en simulació computacional de dinàmica de fluids Fluid Flow-Fluent®. S'ha procedit llavors al mallat, que s'ha procurat que fos precís en les zones d'entrada i sortida del fluid. S'han introduït les condicions de contorn, que inclou l'assignació d'aquestes a les superfícies que participen en el càlcul. Per al material que flueix, s'han utilitzat propietats del PLA no variables amb la temperatura. L'error comés amb aquesta simplificació s'ha avaluat fent dos càlculs a diferents temperatures, podent ser menystinguda la variació trobada en els resultats. Les propietats físiques del PLA varien amb la temperatura. No obstant, per als càlculs, s'han considerat constants a fi de simplificar l'anàlisi. Per justificar aquesta restricció, s'ha realitzat una mateixa anàlisi dos cops a temperatures diferents, obtenint resultats sense diferències significatives. Una de les propietats més crítiques per a la simulació recollida a la Taula 24, la de la viscositat, ha estat presa a una temperatura de 190°C [339] que orientativament és la que tindrà el PLA a la cambra de barreja.

Taula 24. Propietats físiques del PLA. Font: [339].

Propietat	Valor
Densitat	1250 Kg/m ³
Cp	1006,43 J/Kg·K
Conductivitat tèrmica	0,13 W/m·K
Viscositat	90 Kg/m·s

El fluid es mobilitza a les 4 cavitats que es formen entre tija i cambra de barreja a partir del moviment relatiu entre els dos elements. El sistema de referència que es pren consisteix en considerar fixa la tija i mòbil (en rotació) la cambra de barreja, sent les velocitats del fluid tangencials a la superfície interior de la cambra de barreja. Aquest sistema és no inercial, però això no té conseqüències pràctiques ja que es fa la simplificació que la força centrífuga del fluid a les cavitats en fer un moviment circular uniforme es pot negligir davant les forces viscoses. El volum de filament que es barrejarà es dedueix de les dimensions de les cavitats generades, que són les que es mostren a la Figura 243. No es consideren detalls com ara el volum a l'extrem de la tija, doncs en aquest punt, proper a la sortida del filament, la barreja ha d'estar ja consumada.

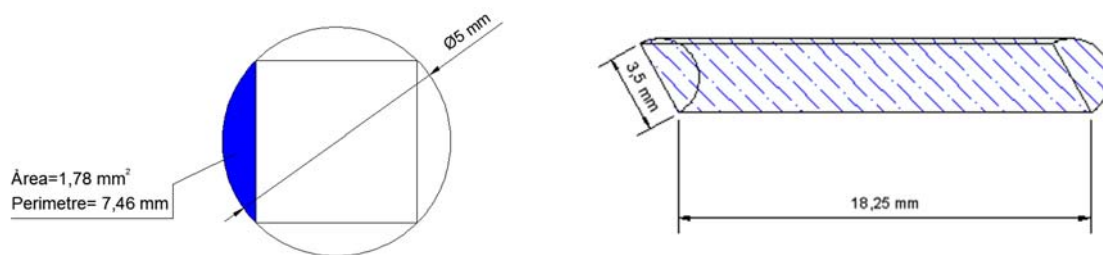


Figura 243. Dimensions de la cavitat que es genera entre tija i cambra, que determina el volum de barreja. Font: [319].

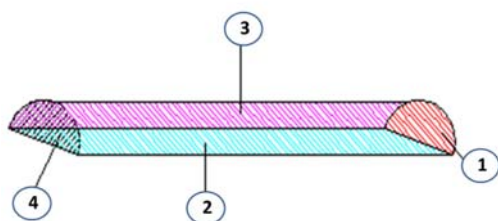
Les fórmules i dades següents seran també utilitzades en la simulació numèrica. A partir de la fórmula de la força viscosa (22) exercida sobre aquest, es dedueix la velocitat de cada punt del fluid (23). Les dades d (diàmetre del tub) i S (àrea lliure) seran geomètriques, mentre que la viscositat dinàmica ν (24) es dedueix a partir de la viscositat estàtica μ i la densitat ρ , i que abans ja s'han indicat.

$$\text{Força viscosa: } F = \frac{\nu \cdot S}{d} \cdot v; \quad (22)$$

$$\text{Velocitat a cada punt del fluid: } v = \frac{F \cdot d}{S \cdot \nu} = \left[\frac{N \cdot m}{m^2 \cdot \frac{m}{s}} \right] = \left[\frac{N \cdot s}{m^2} \right] \quad (23)$$

$$\text{Viscositat dinàmica (PLA): } \nu = \frac{\mu}{\rho} = \frac{90}{1250} = 0.072 \frac{m^2}{s} \quad (24)$$

D'altra banda, les superfícies “actives” que requereixen indicació sobre les seves condicions de contorn són les que es mostren a la Figura 244. El filament arriba per la superfície 1, a la velocitat d'entrada determinada “aigües amunt” pel seu motor d'extrusió. Aquest es troba amb la superfície 2 (una cara de la tija, que com s'ha dit es considera fixa) i la superfície 3 (paret interna del conducte del capçal de barreja, que es considera rotant al voltant de la tija). Aquesta velocitat de rotació és en realitat la del motor que fa girar la tija. Finalment, a la superfície 4 es té la pressió atmosfèrica com a pressió de sortida, doncs és el que troba el filament barrejat en sortir pel broquet.



Superfície	Condicció
1	Velocitat d'entrada
2	Velocitat nul·la
3	Velocitat de rotació
4	Pressió de sortida

Figura 244. Condicions de contorn de les superfícies que envolten el flux de filament que es barreja. Font: [319].

A continuació s'exposa com es troben els dos paràmetres essencials a introduir al càlcul: velocitat d'entrada i velocitat de rotació, donant per resolt els altres dos (velocitat nul·la del fluid a la tija i pressió atmosfèrica de sortida). Pel que fa a la

velocitat d'entrada del filament per la superfície 1, aquesta s'obté igualant el cabal d'alimentació de filament amb el cabal d'entrada a aquesta superfície. El cabal d'alimentació s'obté a partir de la velocitat lineal amb la que el motor d'extrusió impulsa el filament cap al capçal. A la seva vegada, aquesta velocitat d'impuls del filament, definida com a v_{filament} , es calcula a partir de la transmissió pinyó-roda-cremallera que constitueix la cadena cinemàtica que va des del motor pas a pas fins al contacte entre un eix grafilat i el filament, i que ja s'ha detallat a l'apartat anterior, on es va utilitzar el mateix model d'impressora 3D per a les proves.

A fi de donar algun valor de referència, es considera una situació d'impressió 3D habitual com les ja vistes a l'apartat anterior, en aquest cas la deposició de filament per a fer l'emplenat (*infill*) d'una peça a velocitat ràpida (60 mm/s), utilitzant el broquet estàndard de 0,4 mm. En aquestes condicions, i segons la formulació detallada, la consigna que rep el motor pas a pas el fa girar a una velocitat (25) de:

$$n_{\text{mot}} = 0,1553 \cdot 60 \text{ mm/s} = 9,32 \text{ min}^{-1} \quad (25)$$

I la velocitat (26) a la que avança el filament de la bobina cap al capçal és:

$$v_{\text{filament}} = 0,0197 \cdot 60 \text{ mm/s} = 1,18 \text{ mm/s} \quad (26)$$

S'està ja en condicions de plantejar com s'expressa la v_{entrada} del cabal de plàstic al domini de control a través de la superfície 1. El flux de filament pot venir d'un sol conducte o de fins a quatre, amb diferent grau d'aportació: d'això tracta justament el capçal barrejador. Si per exemple només ve d'un, el motor extrusor actiu proporcionarà una v_{filament} al filament del 100%, mentre que si es fa una barreja homogènia de filaments procedents dels quatre extrusors, aquests aniran al 25% de la velocitat. En qualsevol cas, a la cambra de barreja hi arriba la mateixa quantitat de cabal que correspondria a una impressora d'un sol filament. Aquest cabal llavors s'ha de repartir en les 4 cavitats que genera la tija quadrada dins del conducte circular, de forma que el cabal d'entrada (27) a la superfície 1 és una quarta part del cabal d'alimentació.

$$Q_{\text{entrada}} = 0,25 Q_{\text{alimentació}} \quad (27)$$

Sent el cabal d'alimentació (28) la velocitat d'avanç del filament multiplicat per la seva secció, que és la corresponent al filament estàndard de diàmetre 2,85mm:

$$Q_{\text{alimentació}} = v_{\text{filament}} \cdot (\pi \cdot 2,85^2 / 4) = (6,38 \cdot v_{\text{filament}}) \text{ mm}^3/\text{s} \quad (28)$$

Mentre que el cabal d'entrada té una secció de 1,787 mm² segons es dedueix de les dimensions del domini de control, corresponent a la quarta part de la resta d'un quadrat inscrit en un cercle de 5 mm de diàmetre. D'aquí es pot deixar ja la velocitat d'entrada (29, 30) en funció de la velocitat d'avanç del filament:

$$(1,787 \cdot v_{\text{entrada}}) \text{ mm}^3/\text{s} = 0,25 \cdot (6,38 \cdot v_{\text{filament}}) \text{ mm}^3/\text{s} \quad (29)$$

$$v_{\text{entrada}} = 0,892 v_{\text{filament}} \quad (30)$$

Continuant amb la transposició d'aquestes expressions a valors habituals, la velocitat d'entrada al domini de control (31) si l'avanç fos de 60 mm de filament per minut ($v_{\text{filament}} = 1,18 \text{ mm/s}$), seria de:

$$v_{\text{entrada}} = 0,892 \cdot 1,18 \text{ mm/s} = 1,05 \text{ mm/s} \quad (31)$$

Pel que fa a la velocitat de rotació (32), caldrà imposar una velocitat que es consideri raonable al motor pas a pas que farà l'acció de barreja. Una primera hipòtesis és fer-lo anar a la mateixa velocitat habitual descrita de rotació del motor d'extrusió, és a dir:

$$\omega_{\text{motor}} = \omega_{\text{barrejador}} = 0,976 \text{ s}^{-1} \quad (32)$$

És una velocitat aparentment lenta per a la barreja, perquè en un minut la tija només haurà completat nou voltes. Aquestes dos paràmetres estudiats (velocitat d'entrada per la superfície 1 i velocitat de rotació de la superfície 3 es mostren de forma visual a la Figura 245. L'aplicació del model viscos que es fa en el model d'elements finits requereix alguna simplificació de cara a aquesta combinació de moviment rotatiu i rectilini.

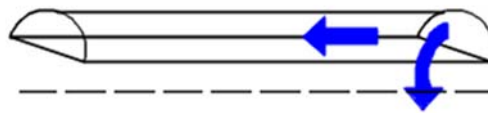


Figura 245. Velocitats del fluid en una de les quatre cavitats definides per la tija i la cambra de barreja. Font: [319].

En concret, per especificar a l'estudi que el flux és laminar (hipòtesi més conservadora que no pas considerar-lo turbulent, que afavoriria la barreja de materials), cal avaluar que el nombre de Reynolds té un valor baix. Un càlcul bàsic d'aquest permet comprovar que, efectivament aquest té un valor molt baix. Aquest càlcul es fa amb simplificacions, com ara considerant únicament el moviment de rotació, que s'estima generarà una velocitat major sobre el fluid. De fet, segons el model descrit de superfície 3 en rotació i tija fixa, la velocitat perifèrica del fluid a la superfície 3 seria de $v_3 = 2,44 \text{ m/s}$ ($\omega_{\text{barrejador}} = 0,976 \text{ s}^{-1}$), més del doble que la velocitat d'entrada per la superfície 1. Una nova simplificació conservadora és considerar que s'està davant d'un flux de Couette o plaques paral·leles (com si la tija fos circular en lloc de quadrada), amb un D_p (diàmetre interior) corresponent al cilindre inscrit a la tija quadrada, tal com es mostra a la Figura 246, i que per tant, la velocitat mitjana de la vena fluida és la meitat de la velocitat perifèrica ($U = 1,22 \text{ m/s}$). Cal també l'amplada h de la vena fluida que defineix la cavitat i, novament com a simplificació, es pren el valor de la corda màxima entre el cercle definit per la cambra i el cercle D_p definit per la

simplificació anterior. Segons les dimensions d'aquests, es pot comprovar que $h=0,732$ mm.

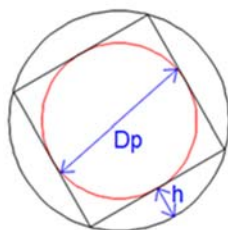


Figura 246. Esquema simplificat de la secció transversal de la cambra de barreja a efectes de càlcul simplificat de Re. Font: [319].

Llavors el càlcul del nombre de Reynolds (33) dóna com a resultat:

$$Re=U \cdot h / v_{\text{din}} = 0,00122 \cdot 0,000732 / 0,072 = 1,24 \cdot 10^{-5} \quad (33)$$

L'elevada viscositat del PLA, i el minso valor de la dimensió característica h fa que sigui ben clar que s'està davant un flux laminar, lluny de la frontera d'un flux turbulent ($Re=2100$). I en qualsevol cas, com s'ha dit, un flux turbulent afavoriria la mescla. Un cop es tenen les condicions a imposar en el càlcul, es mostra el mallat aplicat a la Figura 247. Aquest ha servit de base per les diferents simulacions fetes segons diverses hipòtesis.

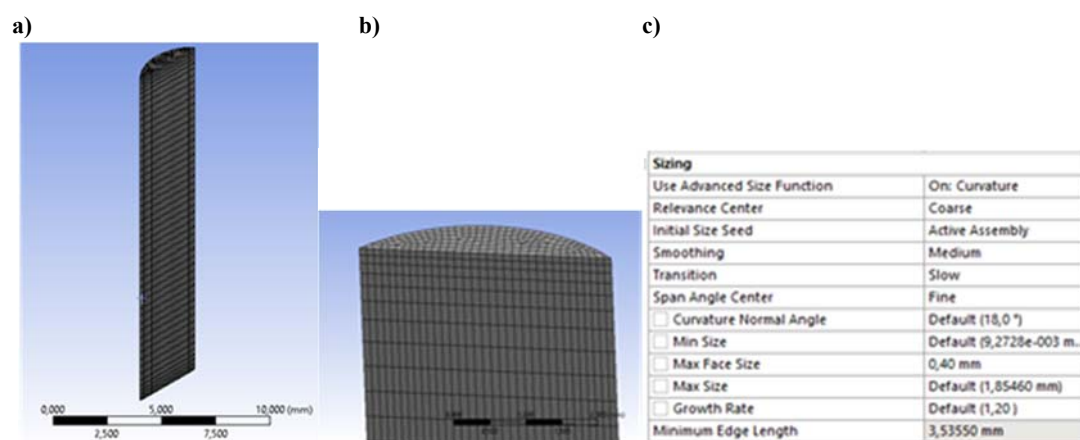


Figura 247. a) Mallat del volum de simulació de barreja del flux. b) Detall de la zona superior, on s'aprecia el mallat més dens per a la superfície d'entrada del flux. c) Alguns dels paràmetres de mallat. Font: [319].

Com s'ha comentat, a la primera simulació s'han utilitzat valors considerats comuns (aportació dels filament equivalent a la que faria un sol motor d'extrusió aportant 60 mm. de filament per minut, capçal barrejador girant a $9,32 \text{ min}^{-1}$), però a aquesta n'han seguit diverses, tot canviant la relació entre aquests dos valors. Els resultats considerats de més interès s'han obtingut per a escenaris on el capçal barrejador té velocitats lleugerament per sobre de la inicialment considerada, mentre que la velocitat d'extrusió es manté en valors per sota de l'inicial. Així, avaluant de forma gràfica les velocitats i direccions dels nodes a la superfície de sortida que es mostren a la Figura 248, s'aprecia que a la superfície de contacte amb el fluid es generen majors velocitats en direcció tangencials, a la vegada que es redueixen les velocitats en direcció radial, tot plegat

afavorint la rotació del flux que afavoreixen la seva mescla. En resum, les diverses simulacions fetes permeten anticipar que per a una bona mescla dels diferents filaments aportats serà d'interès fer girar el motor barrejador a unes velocitats compreses entre els 5 i els 15 min^{-1} .

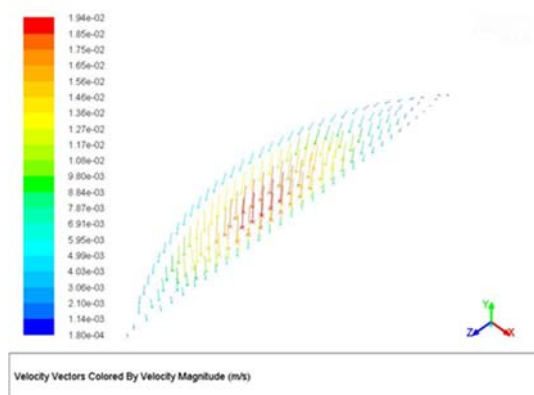


Figura 248. Camp de vectors de velocitat dels nodes a la zona de sortida del flux de filament. Font: [319].

8.4.3 Sistema electrònic

La posada a punt del prototip passa per definir el sistema electrònic de control de velocitat dels 4 motors extrusors així com del motor barrejador. Aquest control, en un primer nivell, podria ser comú per als quatre extrusors, fent que a la cambra d'extrusió es barrejés la mateixa quantitat de cada filament, tal com es va fer amb el control del capçal de broquets convergents. Es decideix, però, començar per un segon nivell, i desenvolupar una electrònica de control individual per a controlar l'avanç de cada filament tal com amb anterioritat s'ha mostrat per al sistema de barreja passiva de tres filaments. A les proves, el primer objectiu serà validar el funcionament del capçal barrejador pel que fa a gir correcte de la tija, i sortida correcta de material, prescindint d'entrada de mesurar qualitats de barreja. El pas previ a aquesta placa global de control individual manual d'extrusió de 4 filaments i un accionament barrejador ha estat una placa de control d'un sol accionament que es mostra a la Figura 249, feta mitjançant una placa *proto-board* a fi de facilitar canvis ràpids en les connexions.

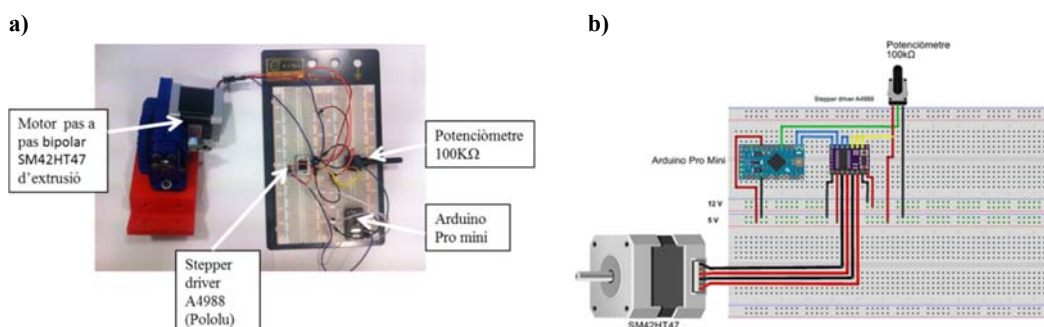


Figura 249. a) Electrònica en placa *proto-board* per al control manual individual d'un dels accionaments del capçal barrejador de filaments. b) dibuix esquemàtic corresponent al prototip. Font: [319] i pròpia.

El potenciòmetre manual, depenent del valor de resistència variable imposada, envia al xip de control Arduino®, que actua com a microcontrolador, els passos al controlador del motor, seguint el mateix esquema vist a l'apartat anterior. Així, el microcontrolador processa la instrucció del potenciòmetre per adaptar-la, mitjançant micropulsos, a la instrucció de pulsos que ha de recórrer el motor i, per a això, s'ha realitzat la programació associada a aquest fi. Els terminals MS1, MS2 i MS3, que són els que faciliten el treball per *microstepping*, són connectats a tres *jumpers* (connexions grogues) i així es fa efectiva l'ordre per dividir cada pas del motor (1,8° de volta) en fins a 16 parts, obtenint la desitjada suavització del moviment del motor.

Un cop provat aquest prototip inicial, s'ha escalat el disseny a 5 accionaments i s'ha fet la placa a mida per a aquest propòsit. El primer pas ha estat dissenyar un circuit electrònic de doble cara. Seguidament, el procés seguit per a la seva obtenció és l'habitual per a plaques prototip d'una certa complexitat: disseny i impressió en acetat dels fotolits representant les connexions en coure, insolació en habitació fosca mitjançant insoladora, revelat amb àcid, atacat del coure sobrant, i realització dels forats (pins) on es soldaran els components. S'obté finalment una placa amb les pistes de coure (que substitueixen al cablejat usat en el prototip anterior) tal com mostra la Figura 250, per a finalment incorporar-hi els elements electrònics.

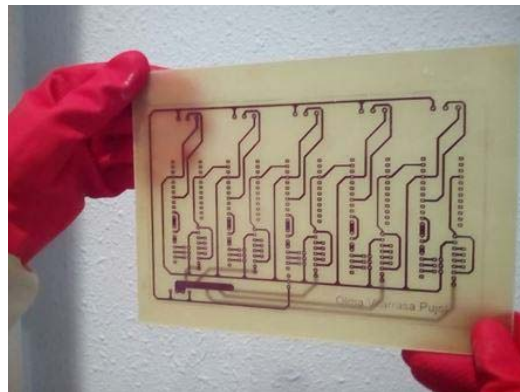


Figura 250. Placa PCB fotosensible de doble cara, on s'insereixen tots els components. Font: [319].

S'està, doncs, en condicions per culminar l'escalat a 5 accionaments del prototip inicial, tot soldant els components necessaris a la nova placa: Arduinos®, controladors dels motors... tots ells es detallen a la Figura 251.

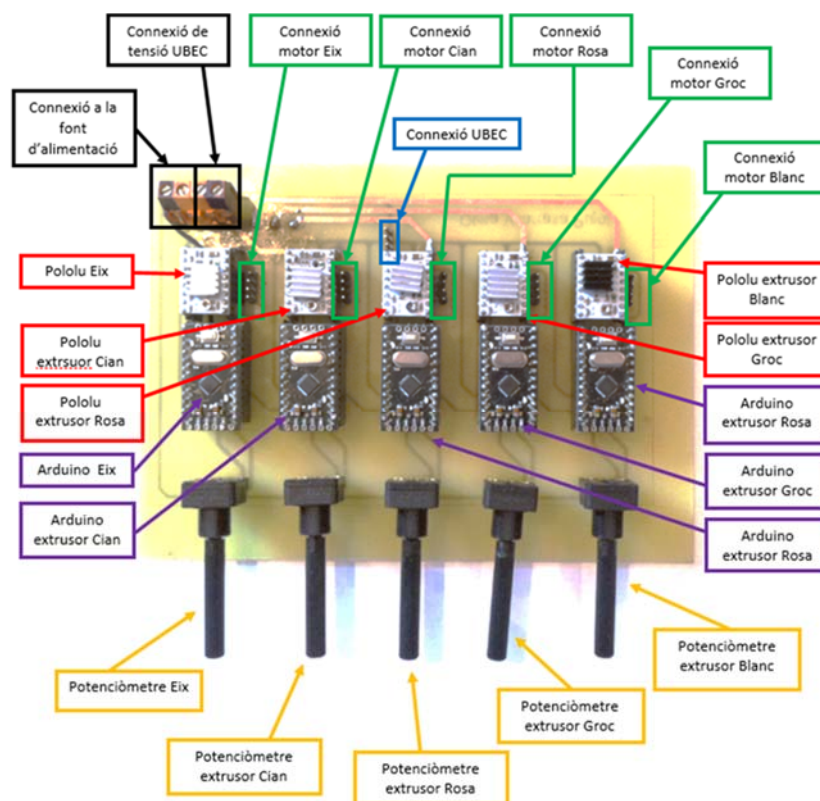


Figura 251. Placa electrònica per al control individual de cadascun dels 5 accionaments. Font: [319].

8.4.4 Altres activitats

Es van realitzar altres activitats per a garantir el funcionament del prototip. Entre elles, realitzar nou cablejat per als ventiladors d'extracció dels dissipadors d'alumini i del motor barrejador, duplicar el cablejat per a les resistències del bloc tèrmic, així com les connexions necessàries a la placa de la Figura 251.

Amb el capçal ja disposat a la impressora, i amb el seu control a punt, es van iniciar les primeres proves de funcionament, primer amb un sol filament. Tal com mostra la Figura 252, es va disposar una bobina amb color groc a la impressora. Es va constatar el bon funcionament de la regulació de la velocitat d'extrusió mitjançant potenciómetre i, en canvi, no va procedir-se a l'ajust de la velocitat de barreig en tractar-se d'un sol filament aportat. L'experiment va servir, a més, per perfeccionar el prototip tot eliminant petites fuites de material mitjançant el segellat algunes connexions (entrades a la cambra dels *heatbreaks* i broquet de sortida).

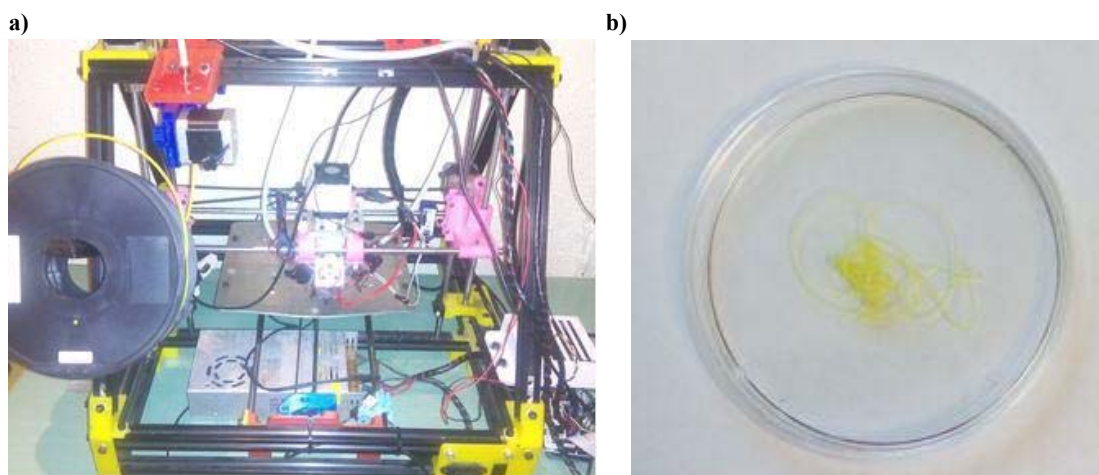


Figura 252. a) Prototip d'impressora 3D amb capçal barrejador realitzant les primeres proves de funcionament. b) extrusió de filament groc. Font: [319].

Les proves van continuar amb una qüestió bàsica: verificar que la barreja de dos materials donava el resultat previst. Per a això, es va escollir l'ús de filament groc i blau cel (veure Figura 253), atès que en les proves preliminars, ja detallades, eren els filaments que proporcionaven el color secundari més proper a l'esperat (verd).

Així, mitjançant la regulació que permeten els potenciòmetres, es fa una prova fent girar els dos motors extrusors corresponents a una velocitat de $0,016 \text{ s}^{-1}$ (considerada lenta davant la velocitat habitual de $0,52 \text{ s}^{-1}$ quan es treballa amb un sol filament), i amb una velocitat del barrejador de 10 min^{-1} , propera a la considerada òptima a la simulació.

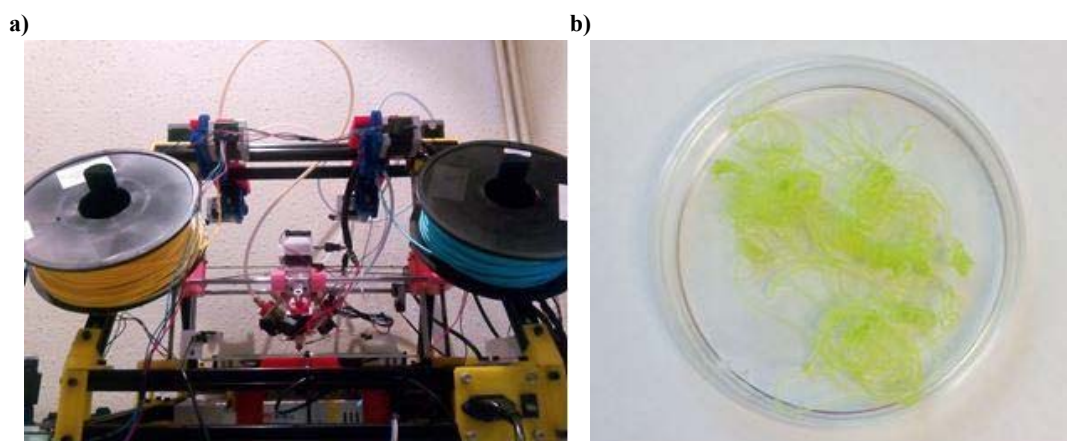


Figura 253. a) Impressora 3D amb dues de les entrades de material activades al capçal barrejador. b) mescla de deposició de filament verd clar, barreja de groc i blau cel (cian). Font: [319].

El resultat més o menys satisfactori va permetre donar un altre pas, en concret la visualització de la gamma de colors des del groc al blau cel que permet la regulació manual mitjançant els potenciòmetres. Combinant l'estat d'aquests, tot fent passar les velocitats del mínim al màxim el groc, a la vegada que es fa progressar el blau cel del màxim al mínim, permet obtenir la gamma de transició buscada (veure la Figura 254).

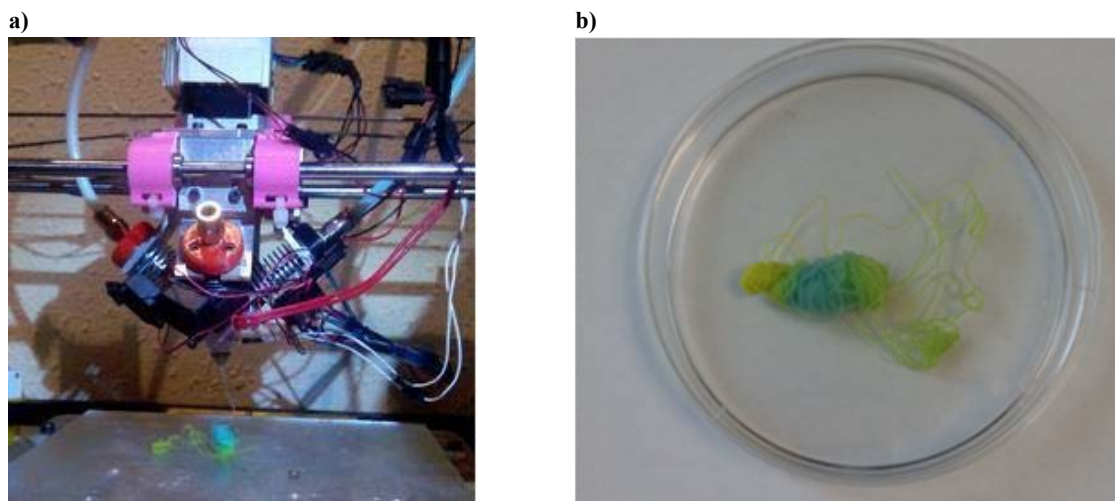


Figura 254. a) Impressió 3D de barreges de groc i blau cel. b) Mostra amb tonalitats intermèdies entre groc i blau cel. Font: [319].

La part d'experimentació en aquesta línia finalitza en aquest punt, un cop s'ha obtingut una prova de viabilitat de la barreja de filaments. Les proves, no esteses a tres i quatre filaments a la vegada, derivat de les dificultats mecàniques i d'estanquitat d'alguna de les zones del capçal, confirmen el procediment de la mescla activa com a opció vàlida per a modificar propietats físiques del filament d'una forma que permeti disposar d'un rang de variació ampli i homogeni, confirmant un possible camí per a l'obtenció de prototips per a assaig quirúrgic multimaterials.

Tot i la finalització de les proves, es va progressar en la identificació dels problemes que dificultaven el treball simultani amb quatre capçals, doncs l'anàlisi d'aquestes dificultats acaba sent una font de coneixement sobre la tecnologia de Fabricació per Filament Fos (FFF). En aquest sentit, en les següents línies es detallen les observacions i propostes fetes al respecte.

Un dels llocs on la cambra de barreja veia compromesa la seva estanquitat és on l'element barrejador entra a la cambra. El plàstic fos sortia per aquesta entrada superior en trobar-hi menor resistència que no pas pel broquet a la zona inferior. Afegint elements com una junta tòrica i una volandera de circlip per evitar el desgast de la primera, es té una solució vàlida per assolir l'estanquitat sense comprometre la funcionalitat del gir el barrejador.

Un altre problema va ser l'obstrucció de filament a les entrades a la cambra de barreja, derivades d'un augment del diàmetre del filament per un estovament d'aquest abans d'entrar. L'origen del problema no és altre que una temperatura excessiva del filament aigües amunt, com si l'element (*heatbreak*) que ha d'aïllar tèrmicament el filament que es va aportant, del material ja fos a la cambra de barreja, no fes la seva feina, i la calor “pugés aigües amunt”, cap al dissipador d'alumini (*heatsink*) que acompanya al filament en el seu moment previ a la entrada a la cambra.

Si el filament no es manté sòlid fins que entra a la cambra de barreja, en treballar a compressió (el motor extrusor el va empenyent per darrere), el seu diàmetre passarà dels 2,85 mm als 3,45 de l'interior del dissipador d'alumini, i tindrà dificultats per passar per el *heatbreak*, quin diàmetre interior és 3,10 mm. La Figura 255 mostra el problema, amb un filament en el tram més proper al *heatsink* regruixit incorrectament en per haver estat sotmès a una temperatura superior a la de transició vítria (T_g) en una zona que hauria de ser més “freda”, impossibilitant llavors una bona circulació cap a la cambra de barreja.

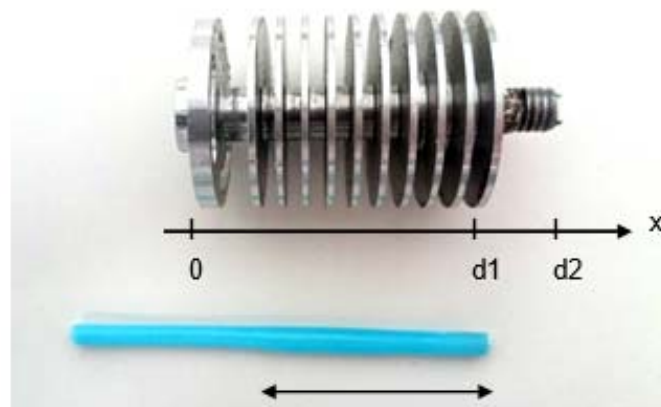


Figura 255. Segment de filament estret de dins del dissipador d'ales d'alumini. Font: [334].

A la Figura 256 es mostra aquest efecte de regruixat des del punt de vista tèrmic. A l'eix de les ordenades es té, en mm, un tram de filament. La seva entrada al *heatbreak* és el punt d1 (que és quan abandona el dissipador d'ales), i la seva sortida és el punt d2 (que és quan entra a la cambra de barreja o *hotblock*). A l'eix de les abscisses, que indiquen temperatura del filament a cada punt del seu recorregut, es tenen dues corbes: la blava representa les temperatures ideals que el filament ha de tenir en el seu recorregut cap a l'extrusor, i en especial dins del *heatbreak*, per a que el procés

d'impressió 3D funcioni correctament. La corba vermella representa les temperatures obtingudes experimentalment en el present prototip. Un punt clau, com s'ha exposat, és que la temperatura de transició vítria (T_g entre 60 i 65 °C per al cas del PLA) no s'assoleixi abans de que el filament entri al *heatbreak*, on ja no es patirà pel fet que passi de 2,85 mm a 3,1 mm, ja que el conducte de la cambra de barreja fa 3,2 mm. I no apareixeran resistències a l'avanç del filament. Observant la corba blava, es constata la causa de l'embús del filament.

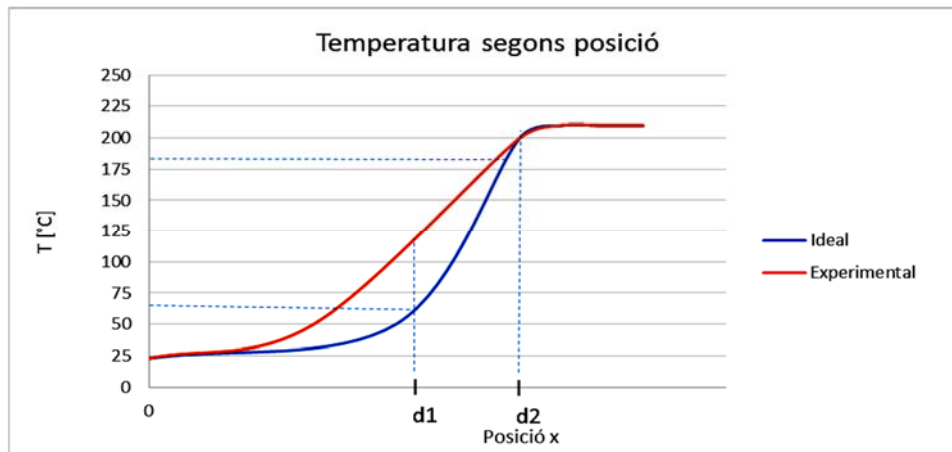


Figura 256. Temperatura del filament al llarg del seu camí cap a l'extrusor (ideal i experimental). Font: [334].

Les solucions al problema venen per diverses vies, totes referides a gestionar els fluxos tèrmics que afavoreixin que, efectivament, el filament arribarà a d1 a una temperatura inferior a T_g . Llavors:

- Es redueix l'energia calorífica que es genera a la cambra de barreja: aquesta és més gran que el *hot block* utilitzat en extrusió monofilament, però és que en el present cas ha de rebre quatre filaments. Es té una “piscina” més gran, i no sembla senzill reduir l'impacte tèrmic aigües amunt si la resta d'elements es mantenen igual.
- Redissenyant el *heatbreak* per a que faci millor la seva funció. Cal revisar les seves dimensions: una de les més evidents és la seva secció metàl·lica transversal, que cal reduir al mínim. I es pot estudiar un canvi de materials, fent que la seva conductivitat tèrmica es redueixi. D'entrada, ja es tracta d'una peça feta en acer inoxidable ($\lambda_{\text{acer}} = 19 \text{ W/(m K)}$ a 225 °C), en lloc de l'alumini ($\lambda_{\text{alumini}} = 250 \text{ W/(m K)}$, a 225 °C) amb el que es materialitzen les peces que connecta (cambra de barreja i dissipador d'aletes). Entre els candidats hi ha materials ceràmics o plàstics d'alta resistència tèrmica, com el PEEK (Polièter èter cetona).
- L'aplicació de ventilació forçada als dissipadors d'aletes pot ajudar a aconseguir una T_1 més baixa. És una solució usada ja en altres models d'impressores 3D, i que en el present cas té l'efecte advers de reduir també la temperatura de la cambra de barreja, impedit que assoleixi la temperatura de treball de 200°C. Per a evitar aquest efecte, caldria avaluar la disposició d'alguna mena de làmina que separés físicament el flux d'aire per evacuar calor dels dissipadors per a que no arribés a la cambra de barreja.

Una altra millora a efectuar, i que pot ajudar a evitar els dos problemes anteriors, és “animar” al plàstic a fluir cap el broquet, augmentant la seva empenta en direcció vertical descendent. En aquest sentit, les cares planes de la tija tenen un efecte neutre o negatiu en el camí descendent del flux, amb forces aplicades només en sentit horitzontal. Un redisseny de la tija, transformant les cares planes en un perfil helicoidal (donant forma de cargol) és un camí a explorar que s’ha de fer compatible amb l’objectiu de realitzar una barreja acceptable dels filament, donat que és obvi que una conseqüència de forçar verticalment l’avanç del filament és la de reduir el temps en que la rotació en el pla horitzontal fa la seva tasca de barreja de filament, tal com s’ha vist en pàgines anteriors. A la Figura 257 es mostra un prototip de nova tija sota aquest concepte de cargol d’extrusió.



Figura 257. Tija de l’accionament de barreja amb perfil helicoidal. Font: pròpia.

Es podria donar curs, doncs, a tota una recerca enfocada a l’optimització de geometria de la tija barrejadora – en general, com més petit sigui l’angle de l’hèlix, millor avançarà el plàstic – junt amb l’anàlisi de la influència dels paràmetres de funcionament (velocitat, temperatura,...). En la present línia experimental s’ha mostrat com s’iniciaria aquesta extensió de la recerca, tot duent a terme la simulació numèrica per a una geometria de quatre cares planes i diferents paràmetres de velocitat d’extrusió i barreja, així com la seva materialització i proves, i el disseny d’una nova geometria per complementar la barreja amb la necessària garantia de progrés del flux cap al broquet mitjançant una forma helicoidal.

Tancada aquesta part de simulació i experimentació, és d’interès confirmar que, més enllà de l’ús de potenciòmetres connectats als microcontroladors Arduino Pro Mini® per regular les barreges, és possible materialitzar el disseny d’una peça multimaterial en una impressora 3D amb un capçal barrejador. No es tracta de canviar l’operativa de mobilització dels extrusors, basada en que el microcontrolador fa variar el temps entre polsos (micropassos) enviats al motor segons l’ordre rebuda del potenciòmetre. Es tracta que les ordres no arribin del potenciòmetre sinó del fitxer *G-code* amb les instruccions per materialitzar mitjançant fabricació additiva un fitxer 3D.

Aconseguir això requereix un cert treball de caràcter informàtic donat que, l'estat de l'art, ja s'ha vist que és força limitat quant a peces multimaterials fetes amb tecnologia FFF. En ordre invers (des de la deposició de material a la pantalla amb la peça multimaterial modelada en 3D), els passos necessaris són:

- Incorporar instruccions en el *firmware* de la màquina (en aquest cas el *firmware* Marlin, de codi obert) per a controlar diversos extrusors.
- Programar i carregar al microcontrolador els senyals de control de tots els motors extrusors (fins a quatre en el present cas).
- Codificar unes funcions especials per a la correcta generació del fitxer d'extensió *G-code* que la impressora ha de llegir per dur a terme el procés de fabricació additiva.
- I, el més important, desenvolupar un programa informàtic per automatitzar el procés d'impressió, tot dissenyant un algoritme que permeti a l'usuari atorgar una proporció dels materials d'entrada determinada, a una part determinada d'una peça (prèviament dissenyada en CAD). Aquesta informació s'emmagatzemarà en el fitxer *G-code* corresponent.

Tota aquesta cadena d'accions, doncs, s'inicia amb la peça en pantalla i, per al cas de la present experimentació, aquesta peça s'importa dels del programari CAD que l'ha dissenyat a la finestra de treball del programari de codi obert *Cura* [340] en la seva versió BCN3D-0.1.4.

Es va procedir a fer un nou sistema electrònic, abandonant l'electrònica anterior on es feia el control mitjançant potenciòmetres. Sí que es manté en aquesta nova electrònica l'ús d'un potenciòmetre per al cinquè accionament encarregat del gir de l'eix barrejador, quina activació serà manual, sense que això afecti a l'execució de la impressió 3D, basada en les instruccions del fitxer *G-code*. Aquest desenvolupament s'ha fet en el marc d'un altre treball fi de grau, el de Lluís Roig [341], codirigit pel doctorand, tot partint del treball previ realitzat al de Olma Vilarasa [319] quines figures han il·lustrat paràgrafs anteriors d'aquest apartat.

Es va seleccionar un microcontrolador de tipus Arduino Mega 2560®, al qual es connecta una RAMPS v1.4 (RepRap Arduino Mega Pololu Shield®). La seva tasca és dur a terme el control de tots els perifèrics interactuant amb el microcontrolador, des dels finals de cursa a les resistències calefactores. Aquesta és, doncs, la segona electrònica que s'ha materialitzat en aquesta línia de recerca per fer possible que ara els accionaments responguin a les instruccions que arribin d'un fitxer *G-code*. Un cop configurats els paràmetres necessaris per a la impressió, el Cura genera el llistat d'instruccions que la impressora 3D ha de realitzar (moviment dels eixos, inici i aturada de l'extrusió a cada capa,... que queden recollides en el fitxer *G-code*. En el present cas, el programari de codi obert Cura amb el que es treballa, no té l'opció d'utilització d'un extrusor barrejador, i és per això que va ser necessari fer, a posteriori de la generació del fitxer *G-code*, unes modificacions sobre les instruccions d'impressió.

Per a aquest fi, s'ha dissenyat un programa informàtic en llenguatge Python que processa el fitxer *G-code* generat pel programa CAM (Cura) i dona com a resultat un nou fitxer *G-code*, prèvia entrada de les instruccions associades a les combinacions de materials (assimilat a canvis d'eina) que es voldran. Els detalls podent consultar-se a [341].

Donades les limitacions de la versió del programa Cura utilitzat, es poden arribar a fer peces que incorporin fins a cinc materials diferents, entenent cada material com una combinació possible dels quatre filaments diferents. Aquests materials es defineixen com a “extrusors virtuals”. Per a cadascun d'ells, al programa Cura s'ha d'introduir un offset respecte del primer (desviació de l'orifici de sortida en X i en Y), que en el present cas, com que el broquet és únic, val 0 (a diferència per exemple dels sistemes de capçal amb doble broquet, en que estan a una certa distància X). Pel que fa a la geometria, quan una peça està feta de materials diferents, aquesta es descompon en tants fitxers STL com materials, tal com mostra la Figura 258 per al cas d'una peça amb dos materials.

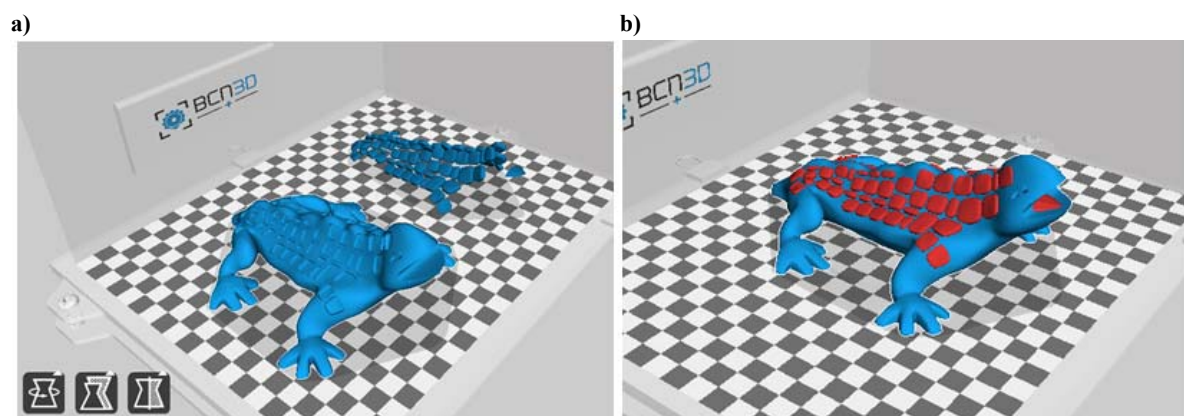


Figura 258. a) Descomposició de la peça “Draudi” en els dos materials que el formaran, un per al cos i l’altre per les escates. b) Superposició dels dos fitxers STL que formen la peça. Font: CIM UPC.

Un cop es generi la segmentació per capes, algunes d’elles hauran de ser executades usant els dos materials. Aquest procés serà optimitzat, completant primer un material i després l’altre, fent una sola purga per capa. A més, si el darrer material emprat s’utilitza a la següent capa, s’inicia aquesta tot aprofitant-lo, minimitzant les operacions de purgat. Per començar, s’han de definir els extrusors virtuals (és a dir, les diferents combinacions dels 4 filaments d’entrada) que s’empraran en la fabricació de la peça, tenint present que si després els filaments no es munten al lloc correcte, els resultats no seran els desitjats.

Al final el microcontrolador transforma una instrucció de canvi d’eina, i revisa a quin extrusor virtual correspon (combinació de motors que han d’estar actius i en quina proporció de velocitat), trobant-lo a la posició que li correspon al fitxer *G-code*. Quan la

impressora s'activa, comença a moure's i imprimir gràcies a una instrucció en llenguatge *G-code* del tipus "G1 Ff Xx Yy Ee" (representant les lletres minúscules a nombres reals):

- G1: instrucció de desplaçament. Implica activació de motors de moviment d'eixos.
- F: velocitat en mm/s
- X,Y: coordenades de destinació
- E: quantitat de filament de plàstic, en mm, que el motor extrusor empenyerà cap al capçal. Prèviament hi haurà una instrucció de canvi d'eina (Tn) per saber quin extrusor virtual farà aquest moviment. Aquest extrusor virtual no és altra cosa que una determinada combinació d'aportació de filaments. Llavors, els mm d'avanç es repartiran entre les quatre bobines de la impressora segons la definició de Tn. Per exemple, pel color rosa, el primer motor extrusor (cian) no treballarà, el segon (magenta) farà un avanç del 70% dels mm indicats, el tercer (groc) només un 10% i el quart (blanc) en farà un 20%, completant entre tots el 100% d'avanç de filament indicat.

Amb aquesta descripció es clou aquesta línia experimental, havent-se demostrat la possibilitat de portar a la pràctica el potencial que representa disposar d'una impressora amb mitjans per aportar diversos materials, aspecte clau de tot el programa de recerca. En la present línia, això s'ha dut a terme per al cas d'un capçal en el qual es fa convergir diversos filaments que es barregen de forma activa. Això, malgrat la necessitat de fer purgues reiterades per a cada canvi de material a cada capa, suposa una flexibilitat que per a l'execució de prototips d'assaig quirúrgic podria resultar d'interès, tant per a obtenir colors en diferents tonalitats (més enllà dels colors purs que cada filament pot proporcionar sense barreja) com per la possibilitat d'obtenir diferents graus de duresa a partir de la barreges ajustables de filaments.

8.5 Prototip experimental de catalització de poliuretà

A l'anterior capítol, a l'apartat 7.5.5, es van fer proves de catalitzat del poliuretà que posaven de relleu els llargs temps necessaris en el poliuretans comercials per completar la seva solidificació, posant de relleu com una temperatura de treball propera als 70°C aconseguir reduir els temps de catalització. S'establien llavors les condicions de disseny per desenvolupar i construir un prototip experimental d'impressió 3D en poliuretà, que seran aplicades en el present apartat. Resumidament, aquestes condicions eren:

- Estructura tancada de la impressora 3D per mantenir una temperatura de treball propera als 70°C.
- Sistema d'alimentació i control del cabal per a la barreja dels components líquids.
- Regulació dels temps de deposició capa a capa en funció del valor del temps útil d'aplicació.
- Previsió de cara a les particularitats del poliuretà, tant pel que fa a la neteja com els gasos tòxics que genera.

Tot aquestes circumstàncies no es consideren suficients per desanimar al progrés d'aquesta línia, i a les conclusions del darrer apartat del capítol 7, es va considerar que:

- L'interès d'aquest concepte és elevat donada la necessitat de materialitzar prototips amb parts més toves que les que els filaments poden proporcionar.
- La dificultat per materialitzar-lo i fer-lo funcional és reconeix com a alt: tot i que a nivell tecnològic té similituds amb la via del capçal barrejador desenvolupat a l'apartat anterior, la circulació i barreja de líquids que catalitzen suposa una dificultat notable i hi ha pocs antecedents en impressió 3D.
- Hi ha molta incertesa quant a aconseguir fer viable la impressió 3D per diversos factors, sent els més rellevants els vinculats al procés de solidificació un cop s'han barrejat els líquids: la possible obstrucció dels conductes del capçal i la no consolidació ràpida del material dipositat.

De forma resumida es presenten les decisions i activitats fetes per disposar d'aquest equipament. Els apartats més rellevants, relacionats amb els punts anteriors, han estat:

- Sistema d'impulsió dels líquids que formaran el poliuretà
- Sistema tèrmic per operar a temperatures compreses entre 50 i 70°C.
- Capçal de barreja activa.
- Electrònica i programació del règim de treball de les bombes i del motor de barreja activa

Els següents paràgrafs aborden aquestes qüestions, començant pel sistema d'impulsió dels líquids. Així, una de les modificacions més rellevants a realitzar a una impressora 3D de tipus FFF és la substitució dels accionaments impulsors del filament per algun tipus d'accionament que permetés l'impuls de líquids, en aquest cas cadascun dels components individuals del poliuretà que han de convergir al capçal barrejador. De les opcions analitzades a l'apartat 3.3 *Tecnologies d'impressió 3D de líquids*, s'ha optat per la solució de bombes peristàltiques (veure Figura 259), mostrada a l'apartat 3.3.2.1.

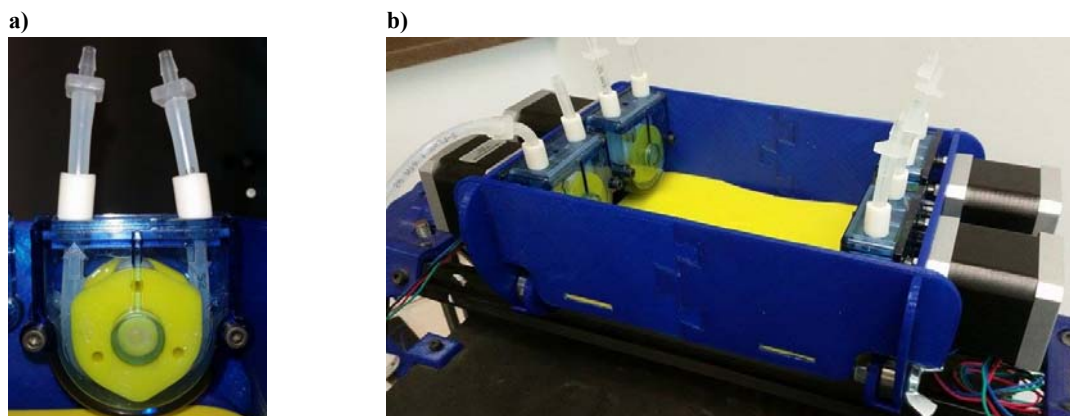


Figura 259. a) Detall de la bomba peristàltica utilitzada. b) Muntatge en impressora 3D basat en aquestes bombes. Font: [327].

La solució de bombes peristàltiques s'ha situat per davant d'altres solucions també estudiades com ara la de xeringues (apartat 3.3.1) o la bomba de cavitats progressives (apartat 3.3.2.3). Els factors avaluats per a aquesta decisió són molt variats, sent els més rellevants els següents: regularitat del cabal, acoblament mecànic a un motor elèctric normal, simplicitat neteja i manteniment, estanquitat, aïllament entre el fluid i la bomba, complexitat de disseny, simplicitat en l'inici del funcionament, així com aspectes més pràctics (disponibilitat i preu). Excepte pel que fa a la regularitat de cabal, la bomba peristàltica en general iguala o supera les altres opcions. Les xeringues presenten com a inconvenient pràctic la complexitat del desenvolupament cinemàtic a mida per acoblar-les a diversos motors, i les bombes de cavitats progressives el seu cost i la dificultat de neteja; tot plegat, però, des de l'òptica de disposar d'un equip d'assaig vàlid en el menor temps i cost possible.

Les bombes peristàltiques són d'un model (200.SM.016 de Williamson Manufacturing Company Ltd®) que ja incorpora un accionament en forma de motor pas a pas, molt similar als utilitzats a les impressores de codi obert. Aquest fet ha permès estalviar el cost del control, que s'ha resolt amb els controladors de que ja es disposava per al moviment de motors d'eixos i de tracció de filament.

Per a l'estudi realitzat sobre el règim de treball necessari per a l'aplicació, s'ha partit de la dada del fabricant sobre el cabal que subministra aquest model de bomba, que és de 0,2 ml per volta. La velocitat teòrica de rotació del motor necessària és força lenta i no arriba a 2 min^{-1} . S'entén que aquesta seria la velocitat a la que les bombes anirien subministrant líquids per a la seva barreja al capçal mentre estigués dipositant una capa, tot reproduint l'esquema de treball de quan s'extrudeix filament. Però aquí entra en joc el temps necessari de barreja, proper als dos minuts: la incògnita sobre el temps que els líquids romanen a la cambra de barreja fins sortir pel broquet és rellevant, i una alternativa al procediment seguit seria plantejar una veritable discontinuïtat al procés, incorporant una vàlvula al broquet de sortida que s'activés només quan es considerés que s'ha efectuat correctament la barreja. Però immediatament això plantejaria nous

problemes: en fer una capa, el material no surt de cop, sinó que part d'ell romandria a la cambra molt més temps, amb risc de solidificar a l'interior. Es té per tant el repte de, prescindint de vàlvules que complicarien el sistema, aconseguir un règim de treball que faci que tot material que surti pel broquet hagi estat un temps aproximat a dos minuts dins el capçal, temps necessari per haver estat ben barrejat. Com s'aprecia, es podria obrir un nou projecte de recerca i experimentació per a només aquesta qüestió.

El procés a seguir es pot esquematitzar mitjançant la Figura 260, que reflecteix el caràcter discontinu del procés. Mentre es forma una capa, el problema de la consistència és relatiu fins a cert punt, i cal evitar usar líquids de tan baixa viscositat que faci que el mateix pes propi del material dipositat sigui superior a la seva resistència interna a la compressió i el cisallament. És a dir, no es pot estar dipositant un material que es comportés, per exemple, com l'aigua. El repte puja de categoria quan a la capa feta se li han de superposar noves capes per damunt: o s'assoleix ràpidament una viscositat que impliqui un nivell de rigidesa suficient per a fer una nova deposició, o el cicle continu serà perillosament lent, existint el risc de que comenci a solidificar material dins de la cambra de barreja, provocant l'obturació irreversible del capçal. Ja s'ha vist que aquest temps pot ser molt elevat, de l'ordre de 20 minuts per al poliuretà usat per fer proves bàsiques. Es prescindirà d'aquest pronòstic, estimant que la línia de treball quedarà oberta per a l'estudi futur d'altres poliuretans de catàlisi molt més ràpida. Però d'entrada, per a la present experimentació, aquests temps actuals impliquen que un cop completada una capa cal aturar les bombes, i purgar i netejar el capçal, sota risc de fer malbé el capçal en solidificar a dins el poliuretà romanent.

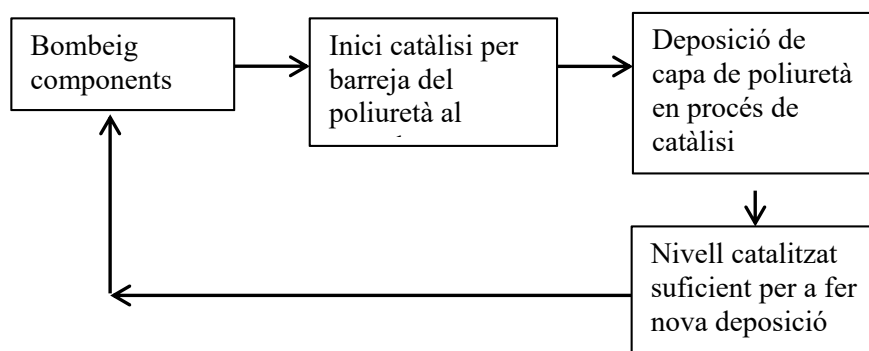


Figura 260. Esquema del procés de fabricació additiva amb poliuretà. Font: pròpia.

El següent punt clau és el tèrmic. Com s'ha vist també, un aspecte a tenir present del poliuretà és que la temperatura pot ajudar a la reducció de temps de catàlisi, facilitant una més ràpida solidificació. Així, en el seu processat en motlles de silicona al buit, s'ha vist com aquests es temperen a uns 70°.

Es considera necessari, llavors, tancar el recinte on es fa la impressió 3D per donar unes condicions de temperatura al material dipositat el més properes possible a aquesta temperatura. Per a això, s'ha utilitzat una màquina prototip ja existent realitzada en el marc d'un projecte realitzat al CIM UPC que, entre els seus resultats, va deixar una

impresora 3D de codi obert de tipus BCN3D+ amb un sistema de cambra calenta. La seva intenció era facilitar la impressió 3D amb filaments termoplàstics com l'ABS, quina qualitat dimensional es pot veure compromesa si es passa bruscament de temperatura de fusió a temperatura ambient, patint guerxament o *warping*. En la present recerca, la impressora ha adaptat les seves característiques de cambra tèrmica per a poder modelar amb poliuretà.

Es disposa així d'un tancament basat en planxes de fusta com a element estructural i alumini com a element aïllant que fan de barrera tèrmica amb l'exterior. Però aquest aïllament i unes resistències i ventilador complementari no han estat suficient com per mantenir la temperatura al nivell desitjat (només amb la resistència del llit calent, el recinte de la cambra no superava els 35°C. Es va procedir llavors a iterar solucions incorporant resistències, dissipadors i ventiladors interns per a millorar el rendiment tèrmic i augmentar la temperatura del recinte.

El sistema d'escalfament finalment aplicat (veure Figura 261) es compon de tres fonts de calor (resistències amb dissipadors d'alumini d'aletes) complementades amb ventilació interna a la cambra per homogeneïtzar la temperatura en tot el recinte, i un control mitjançant termistor, programant-se el sistema per activar o desactivar les resistències a fi de mantenir la temperatura ambient en temperatures situades entre els 50 i 70°C.

Les tres resistències són, en realitat, dos conjunts, compostos cadascun d'ells per una o varies resistències, un dissipador d'alumini d'aletes per a transferir aquesta energia tèrmica a l'aire i un ventilador per a moure l'aire dins la cambra, i el tercer sent el mateix llit calent a la plataforma de construcció.

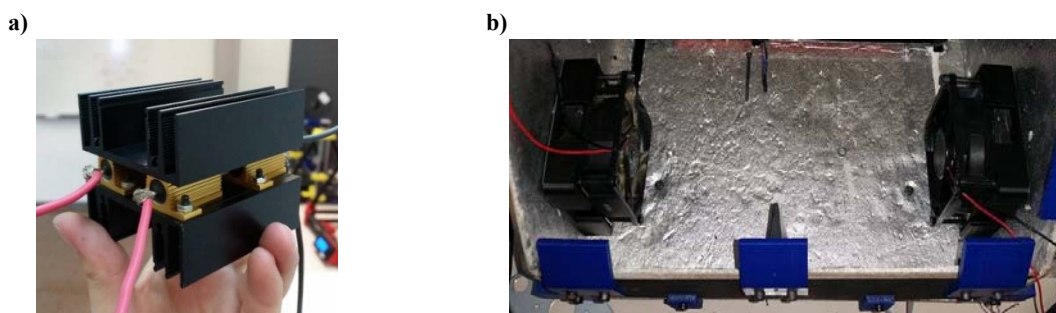


Figura 261. Elements del sistema tèrmic del prototip experimental. a) Bloc dissipador amb resistències de 2,2 Ω . b) Dos ventiladors a la base per circular l'aire cap a les resistències. Font: [327].

La potència tèrmica d'aquests tres grups es mostra a la següent Taula 25, i el seu valor mesurat total real ascendeix a uns 252,4 W. A aquest efecte, s'ha disposat una font d'alimentació de 300 W, on també es connectaran els ventiladors associats a cada grup.

Taula 25. Valors de potència i intensitat de les fonts de calor per a la cambra calenta de la impressora 3D per a poliuretà. Font: [327].

	Element calorífic	Potència màxima (W)	Intensitat mesurada (A)	Nº Unitats	Potència real (W)
Font 1	Resistència 6,8 ohms	22	1,76	1	21,2
Font 2	Resistències 1,5 ohms	25	4	4	96
	Resistències 2,2 ohms	25	2,73	4	65,6
Font 3	<i>Hotbed</i> 2 ohms	72	5,8	1	69,6

Les dificultats i la solució trobada no ha estat útil només útil pensant en la viabilitat de treballar amb poliuretà: la utilització d'una cambra calenta per imprimir en 3D pot ser també un requeriment per obtenir impressions de qualitat en tecnologia FFF amb filaments d'altres prestacions tèrmiques aptes per superar processos d'esterilització tèrmics.

No es pot dir que les impressores 3D amb cambra tèrmica siguin cap novetat, però el seu cost i la seva excepcionalitat les fan encara un recurs poc utilitzat i conegut pel que fa a les impressores 3D de codi obert. Les impressores de tipus industrial tradicionals no només tenen resolt aquest aspecte, sinó que les patents que protegeixen la forma de resoldre-ho han estat un fre al desenvolupament de solucions per a impressores de codi obert.

Les observacions que es fan a partir de l'experiència d'haver-ne elaborat una per a efectuar la recerca en millors condicions, es centren bàsicament en evitar que hi hagi components dins del recinte que no puguin suportar la temperatura elevada que s'hi dona: peces impreses en PLA – cal optar per components mecanitzats en alumini o impresos en plàstics amb una T_g ben superior a 70°C –, corretges elàstiques, motors pas a pas i els seus controls, necessitat de millora del sistema de tracció del fil, donat que, a major temperatura, hi ha major possibilitat de lliscament... També es fa necessari desenvolupar una electrònica específica que faciliti la millor gestió possible de la temperatura, tot minimitzant el consum elèctric. En el present desenvolupament no s'ha arribat a aquest nivell, i amb un microcontrolador de codi obert de tipus Arduino® ha estat suficient per a mantenir un règim tèrmic favorable a l'acceleració de la catàlisi.

Finalment, s'exposa el disseny i construcció del capçal de barreja activa per a poliuretà. El capçal ha d'admetre, per a la seva barreja, fins a quatre components: polioli, isocianat, additius per regular la duresa, i altres additius com colorants o additius complementaris, o fins i tot dissolvents per netejar internament el capçal. La necessitat d'accedir de forma fàcil als conductes interiors ha guiat el disseny: tal com mostra la Figura 262, el

capçal està format per quatre quadrants idèntics que, en acoblar-se mitjançant passadors i cargols, defineixen les quatre cavitats d'entrada així com la zona de barreja i sortida.



Figura 262. a) Vista CAD d'un quadrant del capçal. b) Prototips de validació de concepte impresos en 3D en tecnologia SLS. c) Dos quadrants premuntats del capçal. Font: [327].

Complementàriament es dissenya i fabrica el sistema de barreja activa, conceptualment idèntic al vist a l'apartat 8.4: la tija barrejadora pren una forma quadrada a la zona de barreja, definint-se els mateixos quatre volums de mescla als espais que queden entre cilindre interior i tija. A la Figura 263 es mostra tant la tija com aquests volums de barreja.

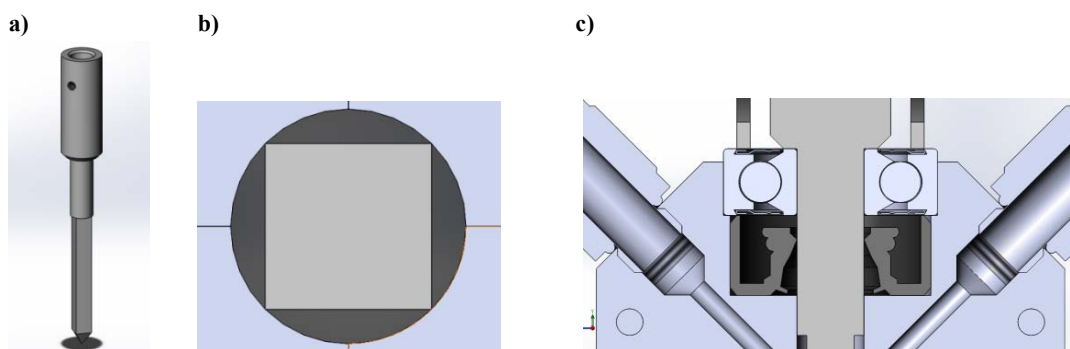


Figura 263. a) Eix barrejador. b) Secció en planta de la zona de tija quadrada mostrant el seu encaix en el conducte de sortida de capçal. c) Detall de la secció longitudinal del conjunt capçal. Font: [327].

També s'aprecia a la Figura 263 el disseny efectuat per a facilitar el moviment de l'eix barrejador, que cal que estigui unit solidàriament al gir del motor que es posarà a la zona superior. També cal garantir que girarà sense friccions gràcies a un rodament dispost a l'efecte, i que no hi haurà escapament de fluid per la zona d'entrada de l'eix, motiu pel qual es disposa un retenidor de doble llavi fet de NBR, un material que permetrà el treball a 70°C. Queda definir com s'enllaçarà aquest capçal al carro de l'eix X: la plaqueta sobre la que es muntava a la impressora l'extrusor de filament pot aprofitar-se, i senzillament cal fer algunes modificacions tant per fixar el motor barrejador com per fixar la peça de xapa tallada a làser i plegada (veure la Figura 264) que fa d'element portant del capçal.

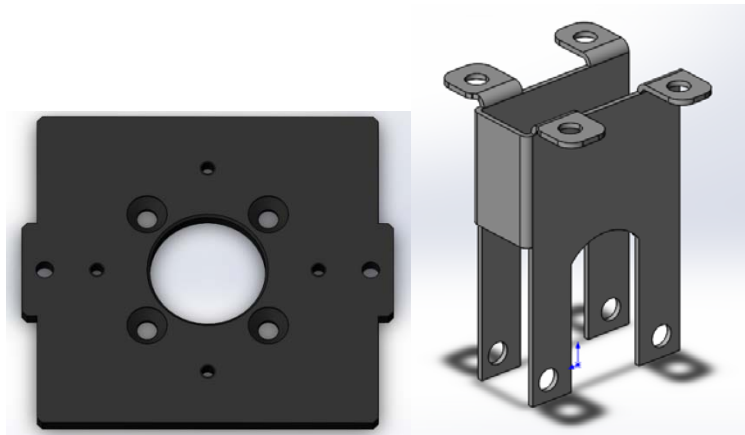


Figura 264. a) Placa d'enllaç al carro de l'eix X amb les modificacions necessàries. b) Xapa plegada per a fixar el capçal a la placa. Font: [327].

Finalment, i tal com també s'aprecia a la Figura 265, es dissenyen i fabriquen els elements complementaris del capçal, com els connectors a les entrades de líquids o el broquet de sortida, força similar al de les impressores de filament.

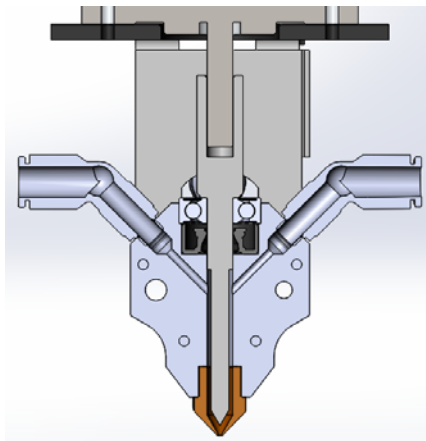


Figura 265. Vista CAD de la secció longitudinal del conjunt capçal. Font: [327].

Per acabar, la Figura 266 mostra un parell d'imatges del capçal fabricat, a punt per ser muntat a la impressora 3D.



Figura 266. Dues vistes del capçal d'impressió 3D per a poliuretà, amb barreja activa dels líquids, desenvolupat per a la present línia de recerca. Font: [327].

Pel que fa a la posada a punt de la impressora 3D a nivell electrònic, cal afegir-li una nova placa en haver de gestionar tant el sistema tèrmic incorporat com el control de les tres bombes incorporades, fet mitjançant controladors de potència TB 6560 (ja aplicats a l'apartat 8.1.3 i molt comuns en el control de motors pas a pas). Es selecciona llavors el mateix model de placa que ja controla els eixos de la impressora, una Arduino Mega 2560®, que duu un microcontrolador ATMEGA 25600®. A la Figura 267 es mostra l'esquema de connexions dels elements associats a aquesta placa.

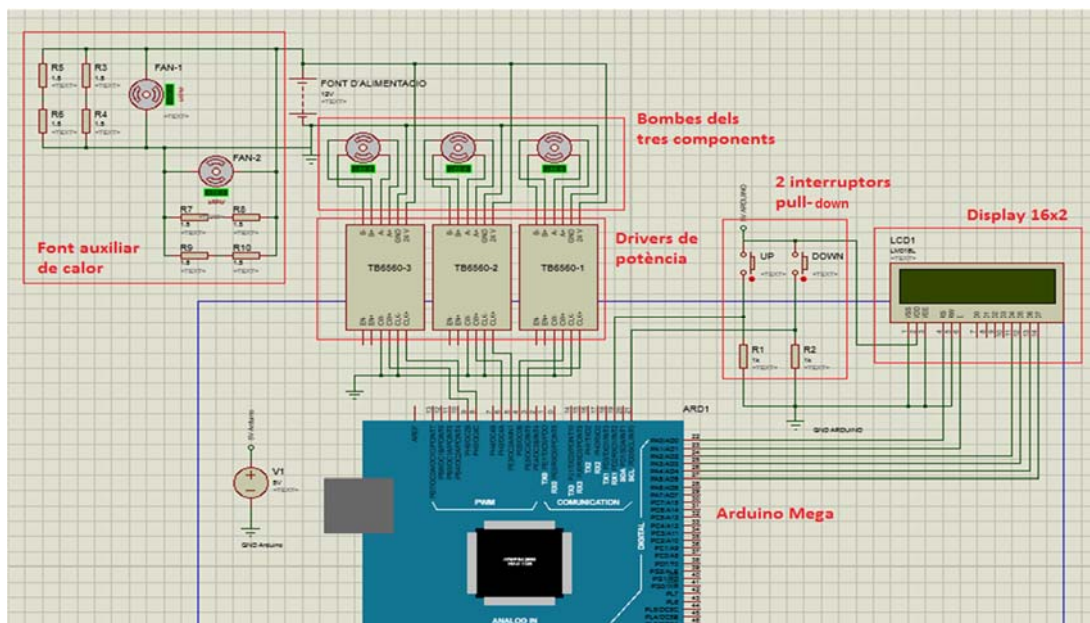


Figura 267. Esquema de la placa complementària del sistema d'impressió 3D per a poliuretà. Font: [327].

La velocitat de les bombes pot ser ajustada indirectament amb els polsadors (els interruptors *pull-down* que s'aprecien a la Figura 267). Les pulsacions es visualitzen al display disposat a l'efecte (veure Figura 268), de manera que es té un mecanisme per regular el cabal de forma diferenciada per tres de les entrades al capçal, fent possible l'ús de diferents proporcions de components al capçal de barreja. Aquestes instruccions són transformades pel processador en ordres per als controladors dels motors, que en el present cas, i a diferència de línies anteriors, no fan ús del recurs al moviment per micropassos en no ser una aplicació que requereixi precisió.

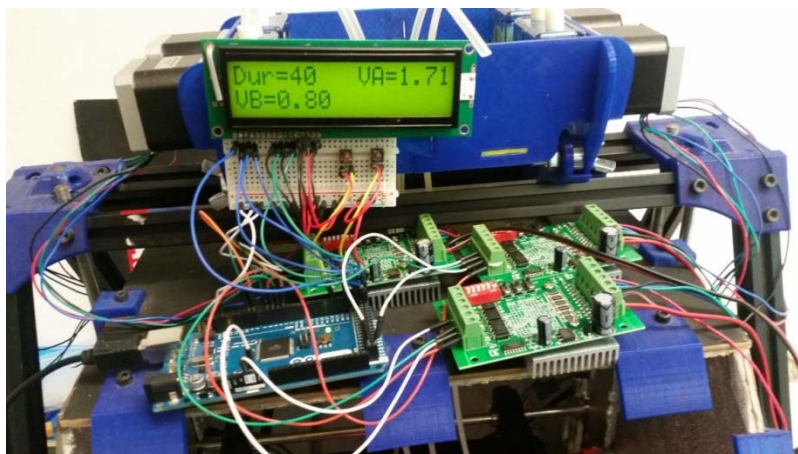


Figura 268. Zona superior de la impressora 3D utilitzada a la present línia, amb tota l'electrònica complementària per dur a terme la gestió de les bombes peristàltiques i el control tèrmic. Font: [327].

Amb l'equip a punt, es van dur a terme les proves de funcionament bàsic. Tal com mostra la Figura 269, es va fer circular aigua per posar de relleu totes les zones amb manca d'estanquitat (plans de contacte entre els quadrants, rosques...) i es va procedir a aplicar un producte segellador (TL-242®).



Figura 269. Primeres proves de validació de l'equipament. Verificació de fuites mitjançant circulació d'aigua. Font: [327].

La dificultat del procés de segellat fa preveure que caldria refer el disseny del capçal per evitar que l'estructura de quadrants faciliti les fuites: aquest fet limitarà del tot la funcionalitat de la impressora. Així, la línia de recerca finalitza amb l'extrusió d'una línia de poliuretà elastomèric (Urelast SA40®), segons com es mostra a la Figura 270, fent-se la programació del microcontrolador per a proporcionar als motors les velocitats als dos motors necessaris, inactivant les dues altres entrades. Cal aplicar el doble de component A respecte el B, de manera que es fa girar al primer motor a $1,2 \text{ min}^{-1}$ i al segon motor a $0,6 \text{ min}^{-1}$. D'altra banda, com s'ha comentat, ha estat precís tant treballar amb màscara de protecció com en un espai prou ventilat per evacuar els vapors generats en la catàlisi.

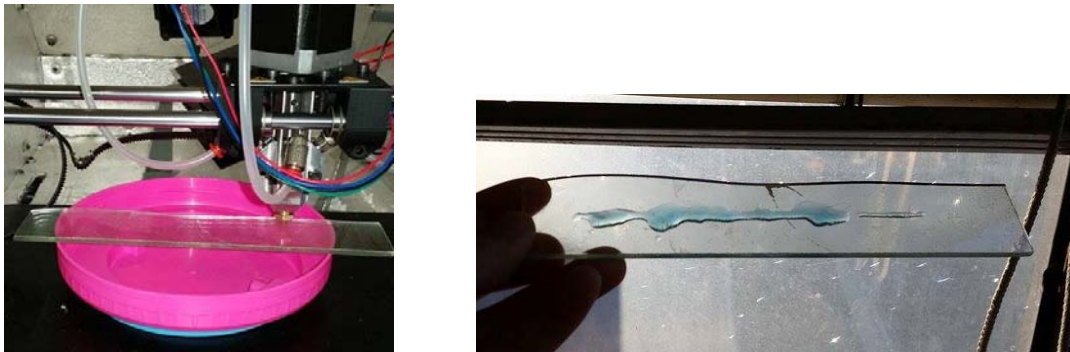


Figura 270. Proves de deposició de poliuretà amb la impressora 3D. Formació d'una línia, amb irregularitats degudes a descompensacions per fuites. Font: [327].

Les proves efectuades, com la mostrada a la Figura 270, van ser centrades en aconseguir una deposició estable del poliuretà més que en aconseguir una geometria 3D. Les conclusions d'aquestes proves, només aturades quan s'han reproduït fuites de caràcter irreversible, indiquen que:

- El sistema de bombes peristàltiques és apte per vehicular els components constituents del poliuretà, i la programació efectuada de la seva velocitat ha estat efectiva per aconseguir la dosificació esperada.
- El capçal diposita menys cabal del previst. La solució d'augmentar la velocitat de les bombes afavoreix l'aparició de fuites. En qualsevol cas, es demostra com a possible el treball amb aquest material.
- La solidificació del material dipositat es completa en els elevats temps previstos, reduïts en la mesura d'haver treballat amb la cambra condicionada a uns 60°C. Però com s'ha dit, només amb temps instantanis de solidificació es pot considerar l'aplicació del poliuretà en impressió 3D.

Un aspecte final ja anticipat com a inconvenient del poliuretà és el relacionat amb el manteniment i neteja. En completar cada jornada de proves, es procedia al desmuntatge i obertura del capçal per examinar l'estat dels canals i la cambra de barreja, tal com es mostra la Figura 271. Es van detectar punts de solidificació que requerien una enèrgica neteja, de forma que es va validar la necessitat de reservar una de les quatre entrades per a l'aplicació de dissolvent netejador en el moment de finalització d'un cicle d'impressió. Aquest fet resta atractiu a la impressió amb poliuretà, doncs obliga a una ferma disciplina de manteniment si es vol evitar la inutilització irreversible del capçal.

a)



b)

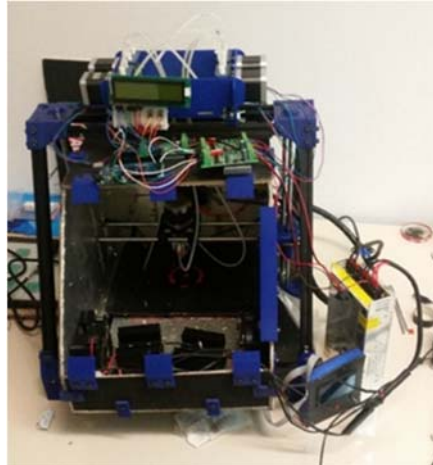


Figura 271. a) Capçal obert després d'una tanda de proves. b) La impressora 3D utilitzada per fer les proves amb poliuretà. Font: [327].

8.6 Deposició de silicones mitjançant activat del curat amb llum UV

A l'anterior capítol, a l'apartat 7.5.7, es va iniciar l'exploració de la utilització de la silicona curable amb llum ultraviolada com a material per a la impressió 3D. En aquest sentit, es van dur a terme proves simples de deposició de gotes i exposició a llum UV que van ser resultar satisfactòries, tal com es mostrava a la Figura 206.

A les conclusions del darrer apartat del capítol 7, es va considerar que:

- L'interès d'aquest concepte era molt elevat donada la capacitat triple de la silicona UV d'esterilització, baixa duresa i transparència, que la podrien fer apte per simular masses tumorals quina resecció vulgui ser assajada.
- La dificultat era entre mitjana i baixa, sent l'aspecte essencial a resoldre l'aplicació adient de la llum per a una catalització òptima, i el risc de possible oclusió de la sortida del broquet.
- La incertesa és entre mitjana i alta, donat que l'escassa disponibilitat de materials impedeix explorar els valors més baixos de l'escala de dureses, deixant inexplorat el límit de duresa pel qual la consistència no és suficient com per garantir una construcció 3D de qualitat.

El següent nivell en aquesta experimentació és passar a la impressió 3D. Per això, i com en apartats precedents d'aquest mateix capítol, es fa precís condicionar una impressora 3D adaptada als requeriments del material a utilitzar, en aquest cas silicona curable mitjançant UV. Partint d'una impressora BCN3D+ amb el kit *Paste Extruder*, ja utilitzada per fer proves amb silicones sense curat per UV a l'anterior apartat, el repte és modificar-la per incorporar al capçal un suport on fixar el punter làser, tal com es mostra en el concepte de la Figura 272.

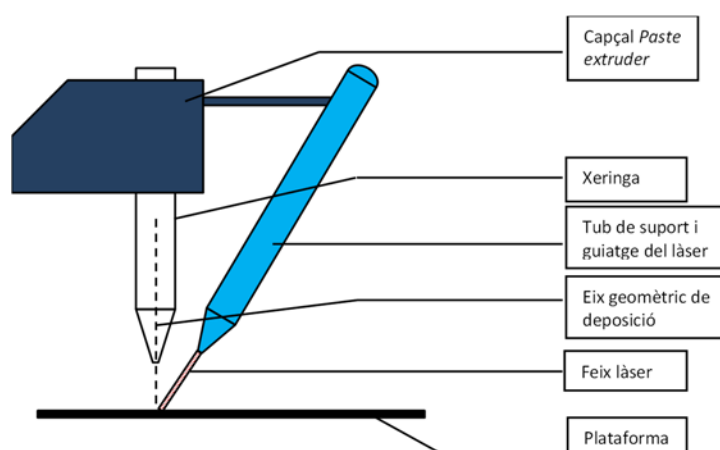


Figura 272. Esquema del suport làser a acoblar al kit *Paste Extruder*. Font: [328] i pròpia.

El disseny d'aquest suport ha partit del component principal de fixació de la xeringa, que s'ha modificat per incorporar la funció de fixació i orientació del punter làser. A la Figura 273 es mostra una versió intermèdia del disseny – mitjançant iteració CAD i impressió 3D s'ha ajustat òptimament la fixació i orientació –, i el muntatge final.

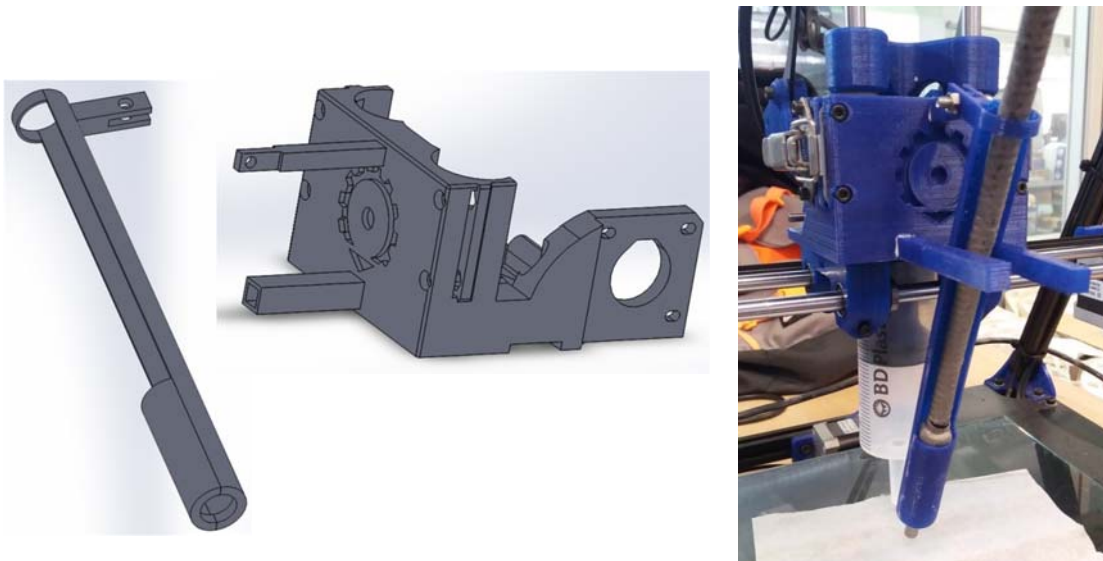


Figura 273. Imatges CAD i suport del làser ja fabricat en 3D i muntat. Font: [328].

Finalment, s'han efectuat proves bàsiques de funcionament del conjunt, satisfactòries pel que fa a focalització del làser i curat del líquid dipositat, tal com es mostra a la Figura 274.

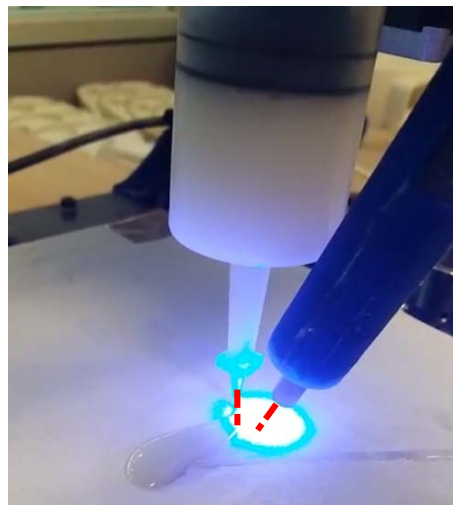


Figura 274. Proves inicials d'impressió 3D, en aquest cas usant resina epoxi fotopolimeritzable. Font: [328].

Tal com mostra la Figura 274 anterior, el calibrat i ajust del sistema va ser fet usant resina epoxi utilitzada en estereolitografia, tot reservant la mostra de silicona curable mitjançant UV per a proves finals. Els problemes als que es va anar fent front i resolent van ser, resumidament:

- Pèrdues per gravetat de líquid ocasionades per la sortida lliure de la xeringa, sense adaptador final, solucionat amb un suplement estrangulador més prim i llarg.
- Reducció de la velocitat d'avanç de l'èmbol per no provocar una sortida lliure del líquid, tot i que llavors es fa més difícil que el joc existent en la reducció

d'engrenatges no es faci apreciable, apareixent una certa variabilitat en el flux. Malgrat això, s'arriba a aconseguir una estabilitat en la deposició del líquid, que solidifica de forma instantània al sortir.

- Millorant el procés, es va afegir un nou broquet de sortida a la punta de la xeringa, afinant-la, tot i que l'excessiva llum que arriba a la zona de deposició fa que fins i tot catalitzi resina a la punta del broquet, que al final quedava bloquejat. El compromís entre obertura petita per a no tenir sortida lliure per gravetat i obertura gran per evitar un bloqueig per reticulació va ser difícil, i no es va resoldre al 100%.

Les proves finals amb la silicona curable mitjançant UV van donar millors resultats, eliminant gairebé la sortida lliure per gravetat en la dispensació, possiblement per efecte de la major viscositat de la silicona respecte a la resina epoxi. La Figura 275 mostra dos resultats de les proves, que confirmen la viabilitat del treball amb silicona curable per UV. La solidificació instantània de les gotes dipositades va permetre evitar l'efecte "vessament", però a les proves va ser necessari accelerar el procés per evitar el bloqueig de la xeringa.

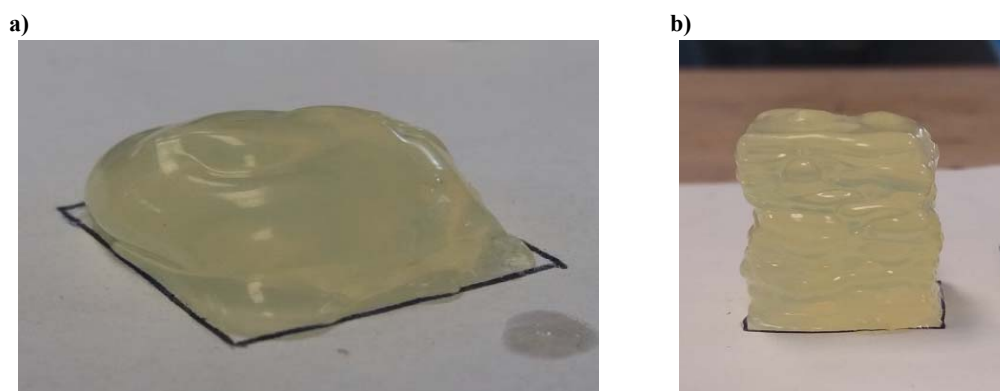


Figura 275. Proves finals d'impressió 3D amb silicona UV. a) Acumulat de gotes sense vessament. b) Cub de 20x20x20 mm fet a mà. Font: [328].

Malgrat les dificultats trobades en evitar la reticulació per excés de llum que bloquejava la xeringa, aquest no és un aspecte que preocupi en excés donat que es tracta d'un tema de sofisticació constructiva, com ja s'ha vist en el cas d'anteriors línies exploratòries presentades. La conclusió és que les silicones curables mitjançant UV permetrien de superar els problemes d'esterilització de les resines usades en la tecnologia *jettted photopolymer*. Com s'ha vist, la silicona utilitzada era de duresa 50 Shore A, però s'han localitzat, almenys, de fins a 40 Shore OO, un valor més baix que les resines més toves.

8.7 Silicona en motlle FFF

A l'anterior capítol, a l'apartat 7.5.8, es va plantejar com un procediment ja conegut, el de la colada de material en motlle obtingut per impressió 3D, podria sofisticar-se per a obtenir prototips tan complexos com el cas utilitzat per detallar-lo: un fetge transparent, fet de silicona tova, amb tot el sistema de vasos sanguinis i nòduls tumorals a l'interior.

A les conclusions del darrer apartat del capítol 7, es va considerar que:

- L'interès d'aquest concepte era més aviat baix, en no tractar-se d'un sistema general d'impressió 3D sinó d'una metodologia particular per a casos on es precisa una massa tova fluida que pot ser emmotllada, fent més simple la seva obtenció que si no s'utilitzés la impressió 3D directa, que d'altra banda resultarà inviable si el material és massa tou.
- La dificultat per materialitzar-lo i fer-lo funcional és mínima.
- La incertesa és mitjana, doncs no és clar el límit del que es pot fer. La condició de treball és que la geometria de la massa que es preveu tova pugui ser continguda en una closca que després es pugui eliminar d'alguna forma, sense que en quedin trossos atrapats. En parlar de geometria del cos humà i tumors, això no és una evidència.

Es va determinar donar continuïtat a la recerca d'aquesta línia, de forma que en aquest apartat es duu a terme l'execució del prototip i del procediment per obtenir-lo. En primer lloc, es formalitza el procediment d'obtenció del prototip. En els propers paràgrafs, aquesta formalització es recolza en la seva aplicació en el cas real plantejat, donant suport experimental a la recerca realitzada. A la Figura 276 es mostra el diagrama esquemàtic del mètode utilitzat, tenint present que és entre el pas 5 i 6 que s'efectua la eliminació dels suports solubles de PVA, tot submergint el resultat de la impressió 3D en aigua durant 12 o més hores.

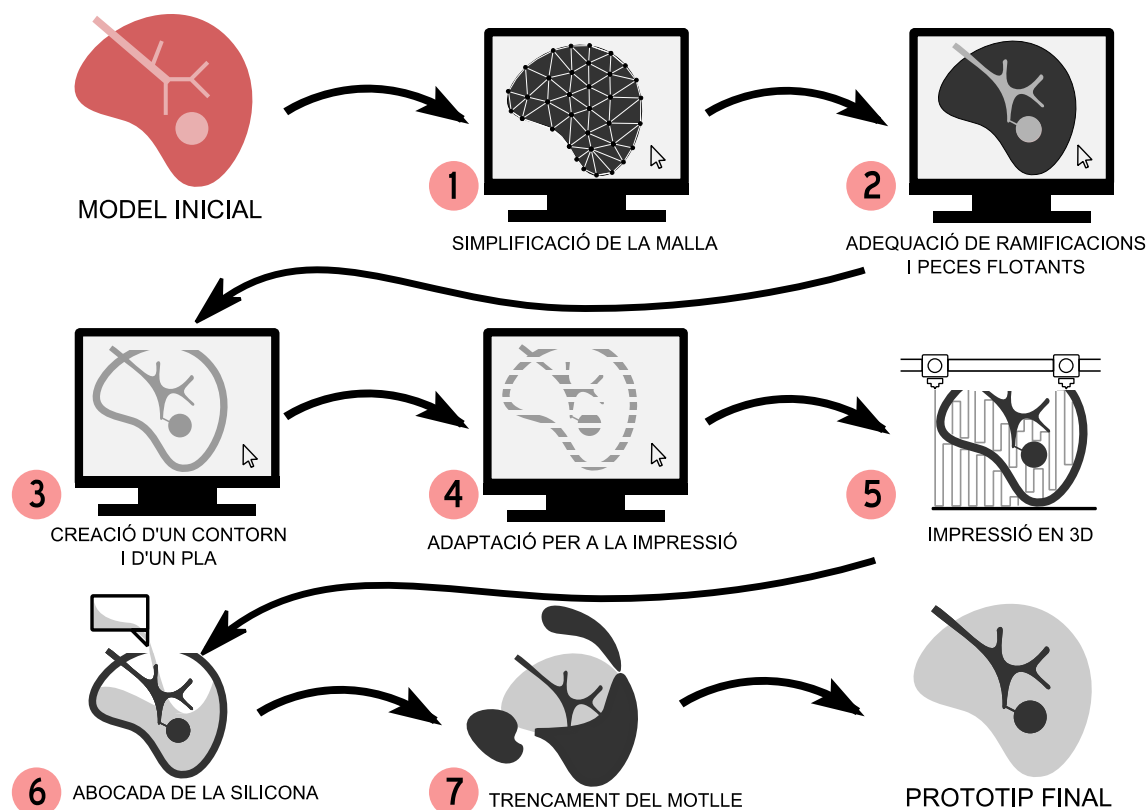


Figura 276. Diagrama del mètode d'obtenció d'òrgans tous amb vasos i tumors interns. Font: [334].

El pas 1, anomenat de simplificació de la malla, consisteix en el treball de consolidació del fitxer CAD, orientat tant a satisfer els requeriments de l'equip mèdic com de facilitació del posterior processat per impressió 3D. D'una banda, el cirurgià indica quins són els vasos sanguinis més rellevants, començant per les artèries més properes a la zona d'extracció dels nòduls de tumor, i quin seccionat accidental posaria en risc la intervenció. D'altra banda, el fitxer conté la informació amb un nivell de detall pel que fa a la superfície de l'òrgan que no és d'utilitat per al cirurgià, i que només fa que alentir el treball de l'enginyer, de forma que es pot baixar la resolució de la malla que representa aquesta superfície tot reduint en un ordre de magnitud la mida del fitxer.

Llavors en el pas 2 es simplifiquen les ramificacions que formen els vasos sanguinis (amb alguns trams flotants) i es duu a terme un suavitzat de les superfícies que facilitarà el procés d'impressió 3D. També es vinculen a aquests els nòduls cancerosos que fins aleshores estaven desconnectats, i que "caurien" en dissoldre's els suports de PVA. Aquesta unió representa una alteració tolerable de la realitat derivada de les limitacions del procés constructiu, però que és imprescindible a fi que els nòduls ocupin la posició correcta a l'espai en el moment d'abocar la silicona que els deixarà atrapats. Per limitar l'alteració i, tal com s'aprecia a la Figura 277, s'ha disposat unes bigues senzilles i fàcils de diferenciar que uneixen els tumors amb la vena porta, l'element més pròxim a ells. Aquests suports han d'estar acordats amb el metge que necessitarà el prototip, doncs cal evitar que aquesta biga pugui ser interpretada com un vas sanguini ni interferir en l'assaig quirúrgic on es durà a terme l'extracció dels nòduls del prototip i per això

s'han disposat en punts on no es preveu accés del bisturí.

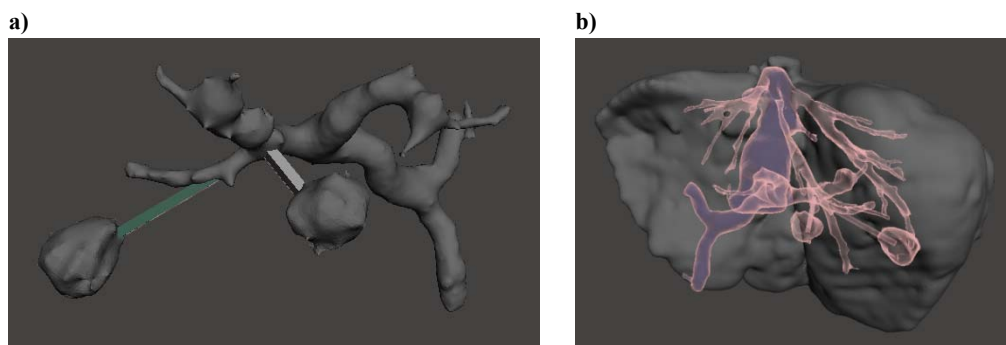


Figura 277. a) Unió mitjançant bigues del nòduls tumorals a la vena porta. b) Sistema de vasos i nòduls agrupats en una sola peça, posicionada respecte al fetge. Font: [334].

En el pas 3, el que era sòlid 3D representant la massa del fetge es transforma en una closca prima que farà de motlle per contenir la silicona. Per a això, es genera a partir del sòlid del fetge un nou sòlid, més gran, quin perímetre queda 1,2 mm a l'exterior de l'original. Mitjançant una operació booleana de resta de sòlids, s'obté una carcassa de 1,2 mm de gruix. Donat que el broquet de l'extrusor de la impressora és de 0,4 mm, la materialització de la carcassa es farà gràcies a tres voltes de filament fos, suficient per a garantir un equilibri entre rigidesa per a l'emmotllat i facilitat per al posterior trencament i eliminació.

A aquesta carcassa s'hi enganxa en algun punt tota la resta d'elements: vasos i nòduls, i es facilita el seu recolzament a la plataforma d'impressió 3D mitjançant la modelització d'una zona plana que serà també útil per a l'abocat de la silicona. És a dir, tota la geometria que es materialitza amb filament rígid està unida en una sola peça. Així, quan es dissolgui el PVA que permetrà la seva fabricació, no es tindrà una descomposició de peces que perdrien la seva referència espacial. Aconseguit aquest model únic, és el moment de procedir a la materialització 3D, començant pel pas 4 on el fitxer en format *stl* es transforma, mitjançant un programari CAM (novament el *Cura*, ja utilitzat a l'apartat 8.5) en les instruccions en llenguatge *G-code* (fitxer *G-code*) adaptat a la impressora 3D escollida, segons es veu a la Figura 278.

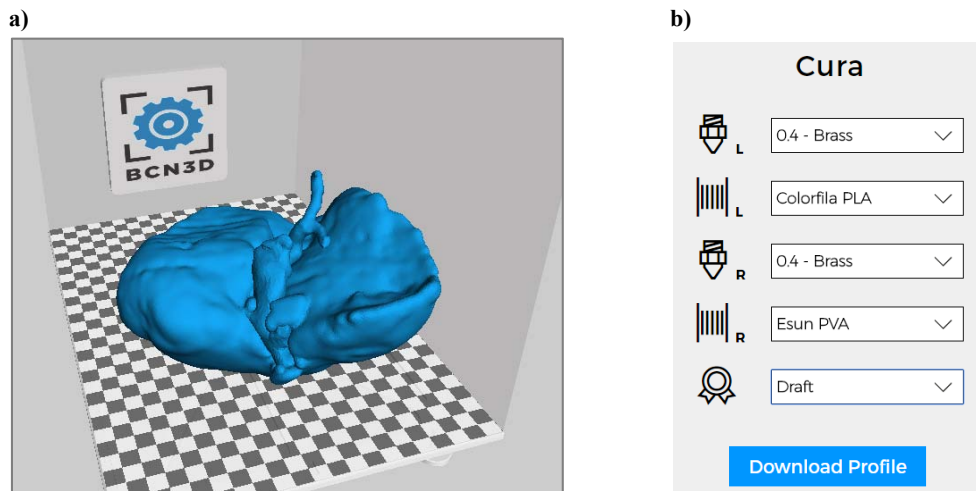


Figura 278. a) Imatge CAD del prototip d'assaig quirúrgic en el programa *Cura* per a impressió 3D. b) Paràmetres a introduir al programa *Cura*, com la mida dels capçals i materials als dos extrusors. Font: [334].

En el pas 5 es procedeix a la impressió 3D bimaterial gràcies als dos capçals independents: geometria en PLA i suports en PVA hidrosoluble. El resultat, de força qualitat, es pot veure a la Figura 279.

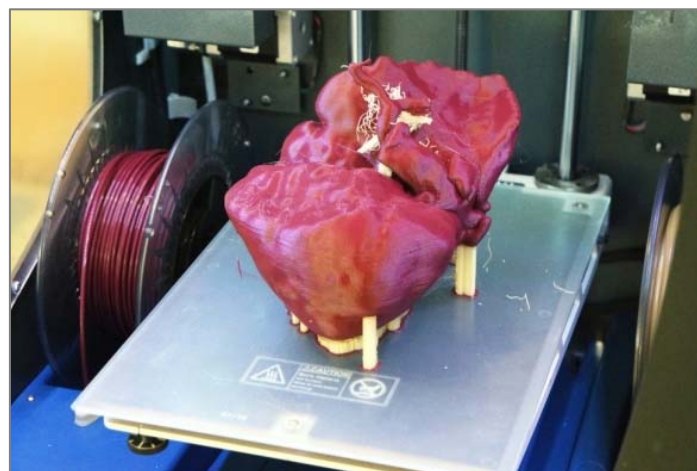


Figura 279. Impressió 3D del prototip del fetge. Font: [334].

En aquest punt, es disposa del prototip en brut: cal llavors treure els suports de PVA del prototip, pel qual es fa una primera neteja manual dels suports exteriors, i a continuació s'elimina el PVA de l'interior de la carcassa tot submergint el prototip en aigua durant un període superior a les 12 hores per garantir que cap racó de PVA quedi sense mullar i dissoldre. Aquest procés es pot visualitzar a la Figura 280.

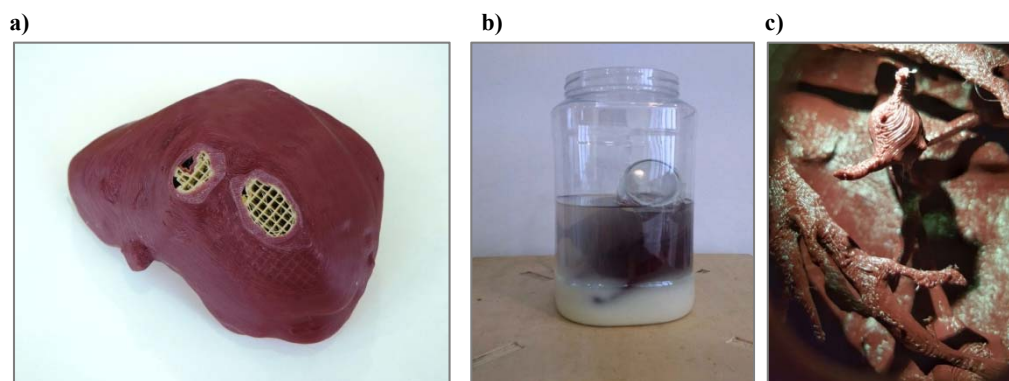


Figura 280. a) Prototip amb el PVA a dins, gràcies al qual s'han materialitzat les complexes estructures internes. b) Immersió en aigua. c) Visualització parcial de l'interior, ja sense PVA. Font: [334].

És llavors el moment de procedir al pas 6, emplenant la carcassa-motlle de silicona líquida, que quedarà solidificada en catalitzar, i així es materialitzarà el que representarà la massa principal que constitueix el fetge. Aquesta silicona, de forma ideal, ha de reproduir la baixa duresa del teixit humà, segons els paràmetres estudiats al capítol 3. A la present recerca, s'ha utilitzat entre d'altres la silicona Dragon Skin Fx-Pro®, de duresa 2 Shore A. D'acord amb el mostrat en el capítol 3, l'estructura tova d'un fetge s'hauria de modelitzar amb un material de duresa màxima 20 Shore OO. El valor 2 Shore A de la silicona utilitzada és aproximadament equivalent a un valor de 40 Shore OO, superior al màxim especificat. Admetent aquesta discrepància, aquest valor ja és inferior a la majoria de materials elastomèrics utilitzats fins a la data present en l'àmbit de la impressió 3D, per la qual cosa ja s'està davant d'un progrés sobre l'estat de l'art. En qualsevol cas, silicones més toves així com hidrogels serien igualment aptes de ser utilitzats seguint la present metodologia.

Aquesta part del procés s'ha dut a terme a la Planta Pilot del CIM UPC per assegurar unes condicions tecnològiques i de seguretat laboral adequades. Per tant, amb l'ajuda i supervisió d'un tècnic especialitzat s'ha fet la barreja en un pot de plàstic d'un sol ús amb vessador per abocar la silicona directament al motlle tal i com s'observa a la Figura 281.

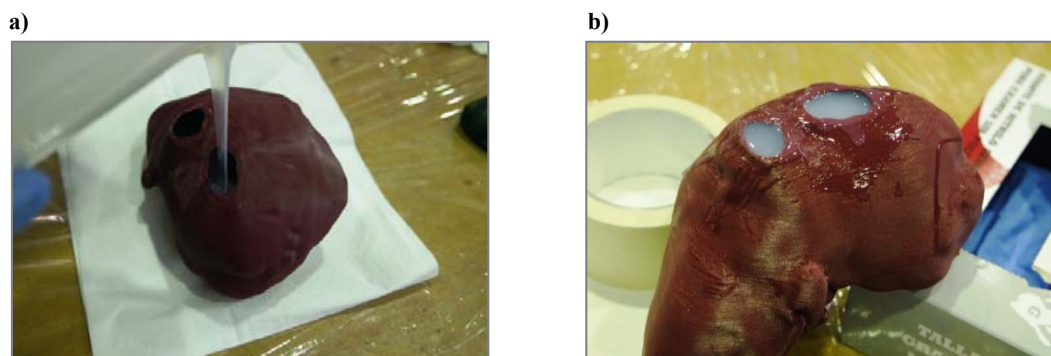


Figura 281. a) Emplenat de la carcassa-motlle amb silicona. b) Carcassa-motlle ja emplenada. Font: [334].

Finalment, en el pas 7, s'elimina per trencament, amb eines manuals, la carcassa-motlle i s'extreu el prototip de fetge, ja acabat, tal com mostra la Figura 282. Cal vigilar les zones on la carcassa estava unida amb la vena porta i l'artèria hepàtica, a fi de no malmetre-les. Aquestes requereixen un polit del seu contorn, que cal fer vigilant de no malmetre la silicona circumdant.

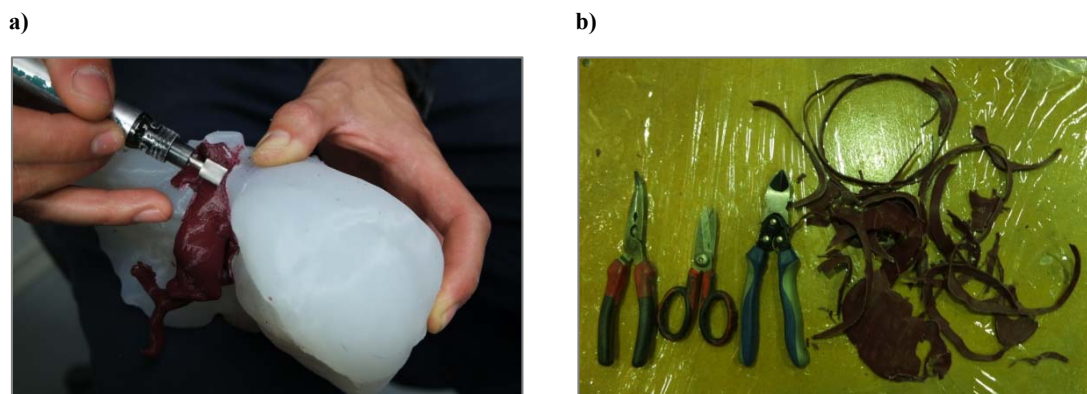


Figura 282. a) Polit de les superfícies de la vena porta i l'artèria hepàtica, que en part sobresurten fora del fetge. b) La carcassa ja reduïda a trossos, i les eines utilitzades. Font: [334].

El procés ha finalitzat, i a la Figura 283 es mostren diverses vistes del prototip que queda ja a disposició de l'equip mèdic per al seu estudi i assaig previ a la intervenció quirúrgica.

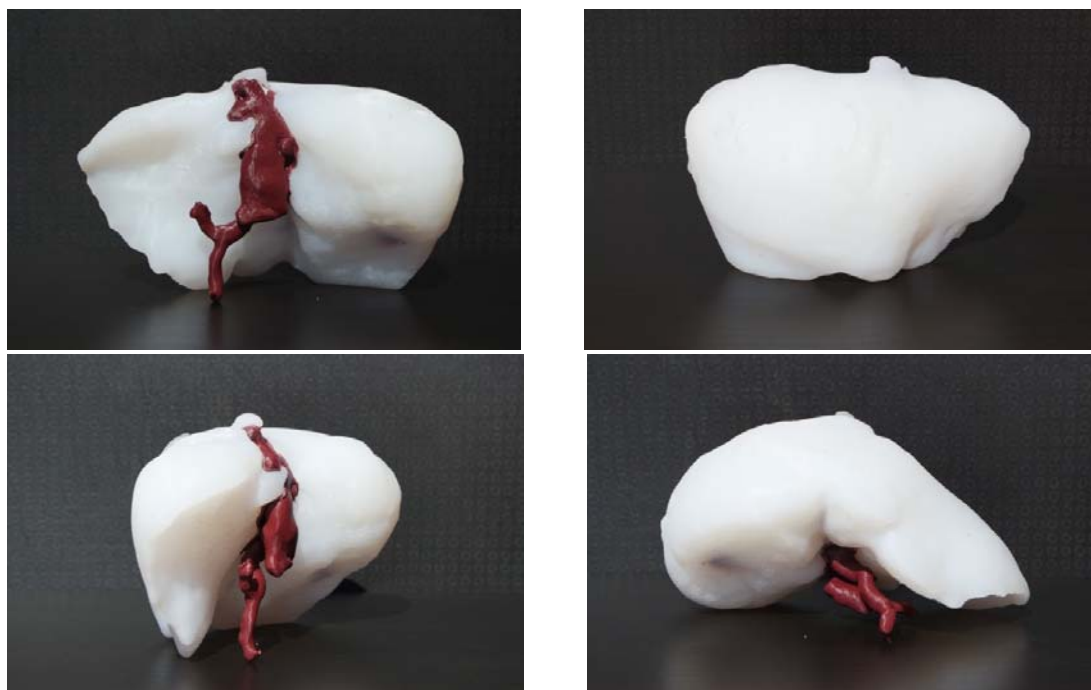


Figura 283. Prototip del fetge a punt de ser utilitzat per a l'assaig quirúrgic. Font: [334].

Al prototip s'intueixen els nòduls cancerosos, i a la Figura 284 es mostren encerclats, un centrat sota l'artèria hepàtica i l'altre a la part dreta de l'òrgan.



Figura 284. Els dos nòduls cancerosos a l'interior del prototip del fetge. Font: [334].

Amb això es completa l'exposició de la metodologia desenvolupada per a adaptar l'emmotllament en closques rígides per a l'obtenció de prototips d'assaig quirúrgic.

L'experimentació no s'ha reduït a un sol cas, de manera que s'ha anat completant una col·lecció de prototips basats en la mateixa geometria. En aquest primer, la translucidesa de la silicona ha estat molt ben valorada per l'equip mèdic, doncs es troba a mig camí de la opacitat real de l'òrgan però dóna pistes sobre la direcció de treball a fi de fer més assistit visualment el procés d'assaig de la operació, tot identificant la ubicació dels nòduls cancerosos.

En un segon prototip s'ha buscat d'aconseguir un nivell màxim de transparència, doncs per a una primera etapa de visualització del cas i de discussió inicial del plantejament de la intervenció, pot suposar una eina d'assistència inestimable. Per a això, primer s'ha procedit a analitzar quines variables ajuden a aconseguir aquesta transparència:

- La rugositat interna de la closca-motlle, derivada del procediment d'impressió 3D en tecnologia FFF – de resolució més baixa generalment en comparació amb altres tecnologies – fa que una silicona transparent s'aprecii com a translúcida. La formació a partir de superposició de capes d'aproximadament 0,1 mm acaba suposant una discontinuïtat significativa que té el seu reflex en un valor elevat de rugositat [342]. A menys que llavors es procedeixi a “pelar-la” – inviable a efectes pràctics –, l'observador no apreciarà amb claredat els elements interns dins la massa de silicona.
- La silicona utilitzada té un ús en el mercat per a maquillatges especials, i per a la seva preparació (barreja i deposició) no es segueixen procediments habituals a la indústria com ara la desgàsificació. El resultat és que encara que la silicona es diposita en un motlle perfectament polit, la presència de microbombolles d'aire derivades del procés de barreja atrapades a la massa líquida és una raó complementària de la translucidesa del resultat final, tal com mostra la Figura 285.



Figura 285. Microbombolles ensilicona sòlida, fent translúcid al òrgan. Font: [334].

Davant d'aquestes observacions, les solucions per a aconseguir una millora en la transparència són diverses:

- Hi ha formes per aconseguir un molt bon acabat en peces modelitzades mitjançant tecnologia FFF. El més conegut és la utilització de filament d'ABS i la posterior dissolució controlada mitjançant vapor d'acetona [343].
- Una altra opció òbvia és sotmetre la peça a un tractament de polit manual. És evident que no és gaire probable aconseguir bons resultats en cares internes i potser inaccessibles d'una closca plàstica mitjançant polit manual (amb una mida de gra de P150 a P320 segons ISO 6344) o sorrejat amb pistola pneumàtica amb pols de corindó (com s'aplica a les peces impreses en tecnologia SLS). En qualsevol cas, és un primer pas per a ser complementat amb altres solucions.
- La darrera proposta per a una rugositat reduïda, complementària de l'anterior, és el pintat amb una capa de pintura epoxídica que faci la tasca d'emplenat dels desnivells entre capes que són la raó bàsica de la rugositat. Aquests productes s'apliquen amb pinzell, i el resultat final pot ser del mateix bon nivell que el primer mètode exposat, amb l'avantatge que no cal llavors renunciar a treballar amb PLA i que també pot ser més homogeni i regular si s'aplica amb experiència professional. A la present recerca, el producte utilitzat en la elaboració de subsegüents prototips ha estat la pintura epoxídica XTC-3D de Smooth-On®.
- Finalment, les màquines que s'utilitzen per als processos de colada de poliuretà en motlle de silicona, amb la seva capacitat de fer el buit en una cambra estanca, són la solució per a la desgasificació de la silicona prèviament a l'emplenat de la closca-motlle. En els prototips duts a terme on s'ha utilitzat aquesta via per a augmentar la transparència, la màquina utilitzada ha estat la Renishaw Vacuum System 5/01® a la Planta Pilot del CIM UPC.

Amb aquesta anàlisi i plantejament de solucions orientats a aconseguir una millor transparència en els prototips d'assaig quirúrgics, es detallen processos i resultats de més prototips basats en el mateix model. Així, en un segon prototip s'utilitza la mateixa silicona però sotmetent-la a desgasificació prèvia a la colada. No es fa, en canvi, cap procediment d'acabat superficial a la cara interna de la closca-motlle. El prototip, tal com es veu a la Figura 286, té una transparència interna que es visualitza a la superfície

plana superior per on s'ha emplenat el motlle. Aquesta superfície, sense la rugositat del motlle, és absolutament polida i permet visualitzar a través d'ella amb total claredat la geometria interna atrapada (vasos, nòduls...). En canvi, la superfície que estava continguda en el motlle, es continua mostrant com a translúcida, tot i que respecte al primer prototip la visió és millorada gràcies a l'absència de microbombolles a la massa de silicona, permetent identificar millor que el cas anterior la ubicació dels elements interiors.



Figura 286. Segon prototip del fetge, més transparent, visualitzant-se vasos i nòduls interiors. Font: pròpia.

En el següent prototip fet de la sèrie, es va utilitzar una silicona translúcida de 18 Shore A de duresa (SORTA-Clear® Series de Smooth-On®). Aquesta silicona té un temps útil d'aplicació de 60 minuts un cop es barregen els dos components que la formen (amb una relació 100A:10B). La preocupació per un temps útil d'aplicació elevat desapareix quan el propòsit és usar la silicona per a ser colada i no per a ser dipositada per impressió 3D). Així, es té prou temps per a sotmetre la barreja a desgasificació prèviament a la seva colada. Un cop emplenada la closca-motlle, cal esperar 24 hores per a trencar-la, doncs el producte necessita 24 hores per ser curada a temperatura ambient de 25°C. Si es sotmetés el conjunt a temperatura, aquest temps es reduiria sensiblement. Però donada la poca tolerància del PLA a la temperatura, aquest camí no és possible. Que la closca s'estovés o degradés no seria problemàtic, però els vasos sanguinis i els nòduls estan fets també amb PLA, doncs s'han construït a la vegada que la closca. És, doncs, oportú considerar, per a futures execucions, la utilització de plàstics amb T_g més elevades, entre ells els que poden resistir procediments tèrmics d'esterilització, estudiats a l'apartat 3.4. A la fi, reduir el temps de curat és coherent amb la necessitat de l'equip mèdic de disposar dels prototips d'assaig l'abans possible. I el resultat seria un prototip amb termoplàstics i silicones esterilitzables mitjançant procediments tèrmics.

Continuant amb les experiències, es va seleccionar un material amb un alt grau de transparència. Però això suposava passar a les resines de uretà, i a més pujar a l'escala

de dureses. Així, la resina Clear Flex® 30 també de Smooth-On® té un índex de refracció de 1.48822 a 25°C. En aquest cas no sols s'ha fet la desgasificació de la resina, sinó que, donada l'elevada viscositat de la resina (750 cps), la colada es va fer seguint el procediment de colada al buit que es segueix per a l'emplenat de motlles de silicona amb poliuretà. La transparència aconseguida va ser més que satisfactòria, aconseguint una visualització total de les estructures internes.

En paral·lel, aquest mateix cas va ser aprofitat per explorar una nova línia de recerca centrada en aplicacions mèdiques de la funcionalització de superfícies. Aquest camp, en procés de desenvolupament al CIM UPC vinculat a la seva aplicació en processos de Fabricació Additiva [344], adquirirà gran rellevància en el camp de la formació de cirurgians, en dotar als prototips d'entrenament quirúrgica de capacitat d'interacció. En un primer nivell, aquesta funcionalització es limita a millorar l'observació visual, tal i com es comença a aplica experimentalment, per exemple, en vehicles d'emergència, incorporant zones pintades a la carrosseria que emeten llum quan s'activen elèctricament.

Partint del model de fetge amb nòduls tumorals del present cas, es va fabricar un nou prototip tot introduint alguna variació a la metodologia presentada: un cop completat el pas 5, i prèviament a l'emplenat del motlle amb silicona, es va procedir a aplicar diferents capes de pintura per aconseguir que els nòduls tumorals fossin electroluminiscents. Com a resultat, es facilitava encara més la visualització de les referències anatòmiques crítiques per al cirurgia.

El procés suposa l'aplicació seqüencial de fins a quatre capes de pintura, convertint vasos i nòduls en una làmpada electroluminiscent, que bàsicament és una estructura de condensador feta de dues capes – una dielèctrica i una altra activable elèctricament – encapsulades entre dues capes que actuen d'elèctrodes. Fent passar corrent alterna entre aquestes, s'aconsegueix que les partícules electroluminiscents de la capa activable emetin llum. Per evitar els efectes adversos de la humitat, s'aplica un darrer recobriments de pintura epoxídica.

Idealment es desitjaria que l'aplicació d'aquests recobriments fos simultani al procés de fabricació additiva del component a funcionalitzar, però tot just s'ha iniciat la recerca al respecte. La pintura es va aplicar manualment amb pinzell de forma bastant simple. A continuació es detallen les capes aplicades:

- La primera capa fa la funció de conductor elèctric, es tracta d'una pintura de carbó en suspensió de base aquosa que, a diferència d'altres basades en metalls, en té prou amb un assecat a temperatura ambient, sent ideal per ser aplicada damunt un material com el PLA, que no podia ser sotmès a elevades temperatures. S'hi enganxa llavors un fil de coure que ha de portar el corrent des d'una bateria, camuflant-se al llarg del recorregut dels vasos sanguinis.

- La segona capa, de caràcter dielèctric i basada en titanat de bari, es disposa sobre els nòduls tumorals, que es desitja emetin llum.
- La tercera capa és la que, basada en sulfat de zinc dopat amb coure, produirà una llum verdosa en aplicar corrent elèctric (veure Figura 287).
- La quarta i darrera capa és una capa transparent conductiva, que tanca el circuit, i a la qual també cal enganxar-li un fil de coure per portar l'alimentació elèctrica des de l'exterior del prototip.



Figura 287. Nodes tumorals emetent llum en un prototip transparent i tou de fetge. Font: [344].

L'activitat desenvolupada en aquest camp inaugura un nou sector d'interès per a la medicina, reforçant el caràcter pedagògic de la utilització de prototips, que amb l'emissió de llum en zones considerades d'interès, permeten guiar millor al cirurgià en el seu camí per a una resecció segura del tumor, visualitzant la seva ubicació respecte a referències crítiques, tal i com es mostrava en el cinquè i darrer cas, dedicat igualment a una hepatectomia, exposat al capítol 6. De fet, la novetat de l'aplicació, associada al procediment combinat de la closca-motlle, l'han feta susceptible de patent, estant en curs la seva tramitació.

La funcionalització de superfícies pot ser portada molt més enllà de la simple emissió de llum: la possibilitat de convertir superfícies en una malla de sensors i actuadors pot portar a aplicacions com ara usar el bisturí com a activador de senyals. Així, en un prototip d'assaig quirúrgic, la superfície de les artèries envoltant a un tumor estarien funcionalitzades al contacte: si el bisturí les toqués, es tancaria un circuit i diverses variants de senyals donarien informació al cirurgià: il·luminació de la zona de contacte, soroll d'alarma, vibració del bisturí... Mirant més enllà, es tracta que qualsevol superfície pot ser convertida en una pantalla interactiva, i reconfigurable sense límit.

Les possibilitats que s'obren en camps com l'entrenament quirúrgic, o més generalment, la formació en anatomia, són il·limitades. La Fabricació Additiva seria la base per a aquest nou camp, permetent d'entrada la materialització mimètica de zones del cos humà. I si bé ara es planteja la funcionalització com un procés posterior manual d'aplicació de recobriments, en el futur aquest procés seria incorporat al mateix procés de fabricació additiva, per exemple amb la utilització de capçals d'injecció de tintes especials.

Com a conclusió d'aquesta línia, s'exposen els punts següents:

- És possible aconseguir avantatges rellevants de l'ús de la tècnica de closca-motlle basada en la colada de líquids (que esdevindran parts toves en el prototip) en peces impreses en 3D que posteriorment es fan desaparèixer. Aquest avantatges consisteixen en una millor qualitat de l'entrenament quirúrgic amb un prototip de cost i qualitat millor respecte l'actual estat de l'art.
- Encara hi ha recorregut per a més millores. No s'ha abordat la resolució de prototips amb closques fetes de materials solubles, tot i que s'han iniciat proves al respecte i es manté com una línia de continuïtat de la recerca feta. La modelització d'un òrgan tou amb cavitats interiors, com ara un cor, podria ser un cas per a l'aplicació d'aquest material, tot generant una nova metodologia de treball. Així, es tractaria de fer una closca-motlle d'alta complexitat, on les cavitats que haurà de tenir l'òrgan es prototipen com a massisses amb filament soluble, mirant d'utilitzar una quantitat de suports mínima per sustentar les estructures internes que modelitzen les cavitats respecte a la closca externa.
- Finalment, aquesta metodologia no permet que les estructures internes puguin ser toves, donat que, en dissoldre els suports, aquestes estructures potser cedirien sota el seu propi pes abans de colar les silicones. L'exemple és molt obvi: no es poden fer vasos tous amb aquesta metodologia, que és un desig dels equips mèdics de cara a introduir més verisme a l'assaig, de manera que la mimetització respecte als òrgans humans no pot ser completa. És per això que cal continuar treballant per a aplicar directament mitjançant impressió 3D els líquids que permeten modelar zones toves, de forma que llavors sí es sustentarien, capa a capa, els vasos o altres elements potser no tan tous, possiblement modelitzats amb filaments elastomèrics com els estudiats al capítol 4. Un camí inicial per a això seria dispensar líquid en un punt central cada cert nombre de capes, usant el perímetre del motlle com a barrera de contenció. Això faria innecessari l'ús de material de suport, i les estructures internes podrien ser toves. I lògicament ja no caldria fer ni la dissolució de suports ni l'emplenat final total de la cavitat, sinó només destruir la closca que contindria l'òrgan tou amb les estructures internes toves embegudes. Per a això, caldria emprendre una tasca única però complexa de programació, i assegurar una dispensació i catalització correcta del líquid.
- És evident que aquesta línia ha permès obrir a la creativitat la recerca, i no és dona

per exhaurida: la possible funcionalització de superfícies exposada ho demostra, anant més enllà d'aquesta metodologia concreta d'obtenció de prototips i obrint la porta a una revolució de la formació mèdica. En un termini més curt, la possibilitat de disposar d'impressores amb més de dos capçals, usant filaments rígids i flexibles, així com combinar materials amb diferent agent per a la seva dissolució (PVA amb aigua, HIPS amb limonè...), obriria la porta a estratègies sofisticades però pràctiques per portar a l'extrem l'estratègia de la closca-motlle.

- Convé no oblidar un dels objectius que guia la recerca, que és l'extensió dels prototips d'assaig mèdic amb el suport de la reducció de costos que s'espera de les tecnologies d'impressió 3D de codi obert. Cal estar atent a que una estratègia com la mostrada no multipliqui els costos derivat del cost laboral que suposa dur a terme moltes de les activitats detallades: eliminació de material, polit, possible funcionalització de superfícies per pintat, preparació de silicones o resines, degasificació, colada... tot això ho fan operaris especialitzats en un entorn industrial, del que potser en resulta una despesa per prototip similar a la d'utilitzar una màquina industrial d'impressió 3D de resines multimaterials.

8.8 Conclusions sobre els prototips experimentals

Aquest apartat recull a la vegada les conclusions sobre tots els conceptes explorats i la projecció de les solucions més viables, per als quals en el següent capítol es plantejarà un sistema que pugui integrar-les en benefici dels objectius plantejats.

El nexa comú entre tots els conceptes explorats mostra és que poden ser ubicats en l'estructura d'una impressora 3D de sobretaula com les que típicament fan fabricació additiva per extrusió de material. Un aspecte secundari és si el material de partida és filament o líquid, doncs això només afectarà al capçal.

En primer lloc, i com al capítol anterior, es fa una valoració sobre els resultats assolits a l'exploració de cada concepte al nivell que han estat portats i respecte als objectius plantejats a la recerca, que es sintetitzen en el mimetisme dels prototips respecte als teixits vius, reflectida en la multimaterialitat quantitativa (diferents materials) i qualitativa (grau de diferència entre materials), i l'accessibilitat dels equips d'impressió que permeti l'extensió de la utilització als hospitals, basada en conceptes de codi obert de Fabricació per Filament Fos i similars.

- Capçal revòlver:
 - Respon bé a la multimaterialitat quantitativa, donat que s'ha demostrat que és factible incorporar fins a cinc materials, havent realitzat proves amb dos. Només s'ha provat amb filaments de PLA de diferents colors, però no hi ha, en principi, cap motiu que impedeixi incorporar algun sistema de deposició de líquids.
 - El prototip ha posat de relleu la complexitat de l'operativa de rotació, i posteriors desenvolupaments haurien de centrar l'atenció en millorar aspectes com la rigidesa estructural per a garantir que, cada cop que s'activa un broquet, el punt geomètric de deposició es manté constant.
 - Un aspecte irresoluble és que la gran massa del capçal limita la velocitat de moviments, reduint la productivitat del procés. Això sí, el fet de mobilitzar un sol capçal simplifica extraordinàriament el control, i possiblement en aquest sentit sigui el millor concepte dels proposats.
- Broquets convergents:
 - Ha estat un dels conceptes més creatius dels experimentats, sense precedents a l'estat de l'art a la tecnologia FFF. Pel que fa a la multimaterialitat, aquesta s'assoleix en menor mesura que en el capçal revòlver, donat que sembla aventurat considerar que es puguin agrupar més de quatre broquets per a convergir en un punt. Tampoc s'ha integrat líquids a la solució, quelcom que obriria un nou camí de recerca sobre materials híbrids.
 - El prototip experimentat ha permès visualitzar problemes bàsics, però de resolució possible, com la necessitat de dissipar calor en agrupar quatre capçals individuals en un espai compacte. En canvi, les dificultats derivades de la

- posició no vertical del broquet són de resolució més complicada, però imprescindible, si es vol una solució vàlida quant a qualitat de la impressió 3D.
- No s'ha constatat en les proves efectuades que la qualitat de la barreja de materials juxtaposats en la deposició sigui tan dolenta com per negar la seva aplicabilitat. Evidentment, a nivell microscòpic no existeix barreja, però en el context de prototips d'assaig la solució de materials dipositats simultàniament per broquets de diàmetres de petita dimensió es pot considerar vàlida, sense les dificultats que s'han constatat en els conceptes de barreja al capçal.
 - Barreja passiva i activa en el capçal:
 - L'experimentació de solucions de barreja activa i passiva al capçal s'ha beneficiat del fet de ser una de les solucions més estudiades dins dels desenvolupaments de codi obert de tecnologia FFF, de manera que, a la recerca, s'ha anat més enllà, dedicant recursos a l'elaboració d'electròniques que permetessin el progrés del concepte. En aquest cas, sense que s'hagi provat, s'és molt escèptic sobre la viabilitat de barrejar algun líquid catalitzable amb filament fos a temperatures d'uns 200°C.
 - La necessitat de programar un control efectiu de les barreges ha precisat fer avançar la recerca usant eines de càlcul i simulació per a trobar els paràmetres d'extrusió – velocitats d'avanç del filament i de rotació de l'accionament de barreja – que fossin aptes per a una correcta impressió 3D.
 - Les dificultats trobades a l'experimentació han estat més relatives a perfeccionaments necessaris en el disseny mecànic que no a qüestions inherents al concepte. Això sí, es tracta, com s'ha suggerit, d'una solució més limitada quant a multimaterialitat, donat que el fet de barrejar prèviament els components força als materials a ser sotmesos a les mateixes condicions: cal recordar que en les proves s'han limitat a provar el concepte de multimaterialitat lligada al color.
 - Catalització de poliuretà:
 - Malgrat els esforços dedicats a aquest concepte, a la pràctica s'ha constatat quelcom que ja s'intuïa, que és la difícil aplicabilitat del poliuretà als processos discontinus que implica la impressió 3D.
 - Vistos els resultats de l'experimentació, molt desfavorables en comparació amb el treball efectuat, no hi ha altra consideració possible que descartar l'ús a curt termini del poliuretà com a material per a integrar als prototips per a assaig quirúrgic, i més si es pot ser capaç d'aconseguir amb la silicona resultats millors i amb menys inconvenients.
 - La recerca feta deixa, però, un resultat col·lateral d'interès: s'ha desenvolupat i assajat el concepte equivalent, per a líquids, del capçal de barreja activa de filament fos. És un primer pas per a una multimaterialitat efectiva, que va més enllà de filament PLA de diferents colors i que passa per renunciar a un capçal únic universal. Amb diversos capçals independents, cadascun es dedicaria a un tipus de material amb necessitats específiques de processat per a la impressió

3D, i els que disposessin de més d'un broquet ho aprofitarien per tenir colors diferents d'aquest material.

- Silicones UV:
 - La línia oberta de deposició de silicones catalitzables per llum ultraviolada ha trobat les dificultats inherents a l'escassa disponibilitat d'aquests materials. Malgrat això, es pot afirmar que, donada la necessitat de disposar de materials tous, esterilitzables, i amb color i duresa variable, pocs dubtes es tenen respecte al fet que la silicona ha de ser un material a integrar en un equipament d'impressió 3D destinat a materialitzar prototips d'assaig quirúrgic.
 - El treball realitzat és també vàlid per al cas que es vulgui considerar l'ús de les resines fotopolimeritzables – ja molt aplicades en impressió 3D industrial d'injecció de fotopolímer per a fer, entre d'altres aplicacions, prototips d'assaig quirúrgic – d'estereolitografia i en sistemes de sobretaula. De fet, alguns dels assaigs realitzats per experimentar la catalització amb llum UV s'han dut a terme usant aquests material.
 - Per al doctorand, aquesta és una línia que continuarà investigant, ampliada als hidrogels, donat que és la que s'estima més productiva per a avançar en la mimetització de teixit viu, i en la qual s'ha constatat que encara hi ha progrés a fer quant a materials a desenvolupar per al seu processat en impressió 3D.
- Silicona en motlle FFF:
 - L'exploració d'aquest concepte ha servit per constatar que amb els medis tecnològics actuals es pot anar més enllà de l'estat de l'art. Refinant metodologies lligades a la impressió 3D i a l'emmotllament, es modelen prototips d'assaig quirúrgic en que el cirurgià visualitza tumors en una massa tova. Al cap i a la fi, aquesta recerca vol fer visible que hi ha tanta feina a fer en el progrés tecnològic com en l'àmbit d'acostar el que ja existeix als usuaris finals, en aquest cas els cirurgians.
 - Un altre benefici ha estat prendre contacte amb la silicona com a material d'interès per als prototips d'assaig quirúrgic, que s'estima com a imprescindible per començar a assolir nivells de duresa menors als que els filaments proporcionen. Ha suplert també uns altres materials amb els que no s'ha experimentat, els hidrogels, i que, respecte als filaments termoplàstics, encara tindrien més accentuats que la silicona els seus aspectes d'interès – duresa encara menor i més propera a les parts més toves del cos – i de dificultat – la consolidació per capes en un procés d'impressió 3D.
 - El resultat de la recerca en aquesta línia queda com un recurs per complementar tot progrés que la tecnologia d'impressió 3D multimaterial pugui aportar. Així, pot imaginar-se un prototip multimaterial bàsicament rígid en el que parts molt toves acabin sent integrades mitjançant emmotllat posteriorment a la impressió 3D. Al cap i a la fi, cada prototip és diferent, de manera que cal buscar la millor solució per a cada cas.

A continuació, s'ofereix una valoració més sintètica dels conceptes explorats:

1. **Capçal revòlver:** solució apta si es limita la multimaterialitat a filaments, usant com a molt 5 materials. Es considera poc viable compaginar capçals per a filament i per a líquids en una sola estructura rotatòria.
2. **Broquets convergents:** solució apta si es limita la multimaterialitat a filaments, usant com a molt 4 materials. Tindria sentit també un capçal, no estudiat, per a silicones catalitzables per UV de diferent duresa i/o color, donant lloc a valors intermedis de característiques físiques. En qualsevol cas, no seria un sol capçal el que permetria abastar les necessitats àmplies de mimetització que precisa un prototip quirúrgic.
3. **Barreja passiva o activa en el capçal:** és el camí més comú trobat a l'estat de l'art. La menor dificultat per a la seva materialització comparat amb alguna de les solucions anteriors el fa un atractiu camí a seguir. Per a aconseguir una solució multimaterial ample, es pot pensar en capçals barrejadors diferenciats segons tipologia.
4. **Catalització de poliuretà:** es descarta, tant per la dificultat associada al material (neteja, seguretat laboral, temps de catalització) com pel fet que amb silicones es superen molts dels desavantatges i s'afegeixen avantatges (arribar a valors de duresa més baixos).
5. **Catalització de silicona mitjançant llum UV:** La integració de líquids a la impressió 3D pot fer possible assolir les baixes dureses requerides. La catalització per llum UV s'estima com a la forma més pràctica d'aconseguir-ho, malgrat hi ha feina pendent a fer pel que fa a nous materials.
6. **Silicona en motlle FFF:** Es considera com una metodologia de treball que en un moment donat pot ser usada per a determinats prototips, estalviant el procés d'impressió 3D de masses toves. Es tracta, doncs, d'un recurs disponible que, gràcies a l'estudi fet, pot portar a executar prototips quirúrgics d'una gran complexitat usant medis actuals d'impressió 3D de sobretaula.

Analitzats, desenvolupats i materialitzats molts dels conceptes plantejats, en el proper capítol s'exposa l'estratègia per disposar d'una impressora 3D que permeti integrar una pluralitat de solucions, així com recapitular els requeriments considerats rellevants per als objectius de la present recerca. Si tots els conceptes exposats es basaven en equips d'impressió 3D que mobilitzessin un sol capçal global (encara que integressin en aquest diversos capçals d'extrusió), en el proper capítol el focus d'atenció serà recercar una forma d'integrar diferents capçals en un sol equip d'impressió 3D que faciliti la multimaterialitat. Com s'ha vist, això passa per disposar tant de material en forma de filament com de líquid, així com variants dintre d'aquestes categories.

9 Línies per a la integració de filaments i líquids.

Als capítols precedents s'ha desenvolupat diferents conceptes que podien facilitar la multimaterialitat a la impressió 3D basada en tecnologia FFF i en la deposició de gotes, usant com a materials diversos filaments i líquids per a facilitar consistències toves. Un aspecte comú a tots els conceptes ha estat la utilització d'un sol capçal.

Només alguna d'elles, com el capçal revòlver, podia derivar en una solució global per a disposar d'una impressora 3D apte per a materialitzar els prototips d'assaig quirúrgic. I inclús aquesta mateixa, tal com s'ha vist en el demostrador presentat, es limitava a la possibilitat de treballar només amb materials en forma de filament. Aquesta limitació era encara més òbvia en els altres conceptes referits a l'aportació de múltiples filaments. I d'altra banda, els conceptes centrats en líquids s'orientaven a fer viable el seu ús per a la impressió 3D, però no a incorporar-los en equips amb altres materials.

El present capítol desplaça el focus cap a la forma de materialitzar un equip d'impressió 3D de tecnologia FFF integrant capçals diferents per a una més completa multimaterialitat, orientada a fer prototips mimètics amb el cos humà.

D'aquesta manera, en el primer apartat es fa una recerca conceptual sobre diferents maneres d'assolir aquest objectiu, i que bàsicament es poden resumir en dos:

- Explorar variants sobre el concepte de capçals independents.
- Explorar el concepte de canvi d'eina, estandarditzat a la fabricació sostractiva en forma de magatzems d'eines a torns i centres de control numèric.

Al segon apartat es formalitza l'execució d'un prototip experimental d'impressora 3D multimaterial basada en el primer dels conceptes presentats al primer apartat, completant l'exploració traçada al capítol 7.

9.1 Estudi sobre la mobilització de capçals independents

Com s'ha comentat unes línies abans, aquest apartat recull l'estudi de solucions basades en la mobilització de diferents capçals, cadascun pensat per aportar un material diferent, de forma que en conjunt es pugui assolir la fabricació additiva d'un prototip multimaterial.

De fet els capçals no tenen per què ser monomaterials, sinó que podrien ser com algun dels conceptes explorats. Pot així imaginar-se una impressora 3D amb alguns capçals monomaterials (per exemple amb algun dedicat a silicona UV, un altres a material per fer suports – PVA,HIPS...–) i altres amb diversos filaments de PLA de diferent color, integrats en un o més capçals barrejadors. En resum, es planteja la recerca de mobilitzar a l'espai tants broquets-capçals com materials es vulgui, materialitzats segons l'estat de l'art actual, o amb la possibilitat d'integrar en algun d'aquests capçals diversos materials tot recorrent a algun dels conceptes estudiats en els capítols precedents.

Per a un equipament així, es consideren dues opcions possibles, que seran objecte de treball als següents subapartats:

- A cada capçal se'l dota de moviment independent, com les solucions mostrades a l'apartat 4.1.1.2, i de les quals la impressora 3D Sigma de BCN3D® és potser l'exponent més representatiu amb dos capçals independents. Per tant, es tracta d'estudiar com aconseguir més capçals independents disponibles per no limitar la multimaterialitat.
- Es disposa d'un sol accionament per a mobilitzar un capçal, però es té un magatzem de capçals on anar a fer un “canvi d'eina” en una operativa que copia la manera de treballar d'un centre de control numèric, que va a buscar l'eina a un magatzem automàtic d'eines cada vegada que el procés de mecanitzat ho exigeix.

Aprofundint sobre la necessitat de la present recerca, al capítol 4 ja s'ha vist que no era cap novetat impressores 3D de tecnologia FFF que utilitzen més d'un filament a la vegada, sigui amb varis broquets en un sol capçal o amb un sol broquet que admeti l'entrada de diversos filaments. Quin és, llavors, el motiu que fa que sigui d'interès progressar amb més de dos capçals independents quan amb d'altres estratègies ja s'imprimeix amb més de dos filaments?

Alguns dels motius ja s'exposaven al ja citat apartat 4.1.1.2, bàsicament la millor qualitat en la diferenciació dels dos materials aportats degut a l'eliminació de l'*oozing* i de la diferència de nivell en Z dels extrusors. Aquest avantatge el posava per davant de sistemes de varis broquets en un sol capçal. De fet, aquests han estat dos dels vectors “ocults” de disseny que van guiar el desenvolupament experimental del capçal revòlver, que no deixa de ser un sistema multibroquet en un sol capçal. Així, la rotació necessària del capçal per poder canviar de broquet és en sí un intent de protecció – limitat – contra el fenomen de l'*oozing*. I, pel que fa a la diferència de nivell Z, el fet que només està l'actiu en una cota diferenciada propera a la plataforma fa que es pugui ajustar per

programació l'altura a la que cada broquet ha de treballar, sense el perill de col·lisió que tenen els habituals sistemes de broquets en línia.

Si aquests són avantatges que posaria el sistema de capçals independents per davant dels sistemes multibroquets, és cert també que la solució d'un sol capçal amb entrada de diversos filaments no presenta, en ser monoextrusor, el problema de l'*oozing* ni de la necessitat de calibrat del nivell de la plataforma a cada canvi de capçal per a neutralitzar la possible diferència de nivell Z entre els capçals. Però té la dificultat que, amb un sol broquet, es pugui realitzar un ajust de paràmetres a mida de les necessitats de cada material. Amb un capçal independent per a cada material, aquesta "personalització" és més factible i d'aquí l'interès en explorar la via d'anar més enllà de dos capçals independents malgrat les dificultats constructives i de control que implica.

Per a l'opció d'un sol capçal amb entrada de diversos filaments, en general no suposa cap dificultat aconseguir peces multimaterials limitades al fet que siguin de colors diferents però amb les mateixes característiques físiques. Es tracta d'assegurar, per exemple, que les bobines són totes de termoplàstic PLA. Es fa innecessari sofisticar l'electrònica o el programari de control cada cop que cal passar a dipositar un color diferent, i els paràmetres d'impressió (temperatura, retracció en les aturades, velocitat de deposició...) seran els mateixos per a tots els colors.

En conclusió, de cara a prototips d'assaig quirúrgic que incorporin materials diferents per a una millor mimetització del teixit humà, és d'interès per a aquesta recerca explorar la via de que les impressores FFF disposin de tants capçals independents com materials diferents es vulgui utilitzar, fent que cadascun sigui dipositat amb la màxima qualitat tant de posicionat (evitant l'*oozing* i la diferència de nivell en Z) com de processat (adaptant els paràmetres de control al capçal assignat per processar-lo).

9.1.1 Mobilització independent d'una pluralitat de capçals

Aquesta línia de treball és un pas més enllà del concepte IDEX (Independent Dual Extruder), que la impressora Sigma de BCN3D® va materialitzar i que marca l'estat de l'art en tecnologia FFF. El pas d'un a dos capçals independents que suposava la irrupció d'aquesta impressora va permetre albirar que la solució era escalable a més de dos capçals, camí que aquí s'explora. La disposició de nous capçals independents és una possible via per augmentar la varietat de materials integrats en un prototip.

Malgrat la major complexitat mecànica de gestionar capçals-broquets absolutament independents, cadascun amb els seus accionaments que els mobilitzen, el present exercici de conceptualització no limita d'entrada el nombre d'aquests. Aquesta complexitat es veu corroborada pel fet que els desenvolupaments comercials són escassos.

Disposar de més de dos materials en una impressora FFF amb la qualitat que suposa el treball amb capçals independents suposaria acostar les capacitats d'una impressora de codi obert a les de models industrials reduint radicalment el seu cost. L'exemple més immediat seria, per al cas de disposar de tres capçals independents, la possibilitat de fer un prototip quirúrgic amb material rígid pels òrgans i material tou pel tumor, utilitzant-se el tercer material per a fer suports solubles.

Prenent com a referència la impressora Sigma de dos capçals independents del CIM UPC, es desenvolupa el concepte d'una impressora amb 3 o més capçals independents. Actualment, i tal com s'esquematitza a la Figura 288, l'estructura d'aquesta impressora es basa en:

- Control de l'eix Z mitjançant motorització de la plataforma d'impressió.
- Control de l'eix Y mitjançant la motorització d'una barra paral·lela a l'eix de moviment X (Eix X).
- Control de l'eix X mitjançant el moviment al llarg de la barra anterior (Eix X) de dos capçals independents.

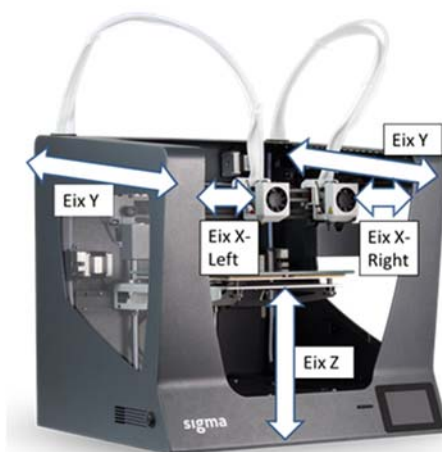


Figura 288. Esquematització de l'assignació dels graus de llibertat a la impressora BCN3D Sigma. Font: pròpia.

Concepte amb 3 o més capçals en un mateix eix X

Els capçals suplementaris s'afegeixen a la barra (eix X) segons es mostra a la Figura 289, que ja porta els dos capçals actuals. En el cas d'un sol capçal suplementari, si no treballa, ha d'alternar la seva posició al costat oposat del capçal que sí treballi. Cal llavors muntar dos nous detectors de final de cursa entre capçal central i extrems, a fi que el capçal central tingui la referència de posició de repòs a qualsevol costat. En el cas de més capçals, caldria augmentar la llargada de l'eix X tal com fa la impressora Sigmax, que duplica aquesta llargada, i assegurar que la disposició de més finals de cursa entre els capçals (que són elements mòbils i amb possible joc) no es fa en perjudici de la precisió.

Tesi Doctoral: Contribució a l'estudi de la impressió 3D per a la fabricació de models per facilitar l'assaig d'operacions quirúrgiques de tumors – Felip Fenollosa i Artés, 2019.



Figura 289. Fotomuntatge d'una impressora BCN3D Sigmoid amb 4 capçals a la guia de moviment de l'eix X. Font: pròpia.

Concepte amb 3 o més capçals en diferents barres (eixos X)

Es tracta de disposar més barres portacapçals (eixos X) per a suportar un o més capçals independents a cadascuna. La disposició de més barres portacapçals ja té una materialització vista al capítol 4: es tracta de la impressora Modix Tango® [189], que es limita, però, a portar un capçal per a cada barra, no passant per tant de la possibilitat de treballar amb dos materials tal i com es veu fent amb els sistemes de capçals independents. L'opció de disposar d'una barra suplementària amb dos capçals més seria potser la primera opció a considerar a fi d'equipar una impressora 3D amb quatre capçals independents, fent que les impressores de capçals independents entrin al terreny que les impressores amb multibroquet (o amb broquet pel qual passen més de dos filaments) ja estan fent. Les prevencions a tenir en el desenvolupament d'aquest concepte esquematitzat a la Figura 290, es podrien resumir en:

- Duplicar al davant el sistema de fi de cursa per a l'eix davanter, doncs ara només n'hi ha un al darrera per a l'eix únic.
- Ajustar la llargada de les guies Y si no es vol perdre àrea d'impressió respecte a la solució actual d'un sol eix X.
- Efectuar els redissenys tant estructurals (incorporació de dos nous sistemes de guiat i impuls de filament) com electrònics i de control (més motors a gestionar i ajust al programari per a la gestió de més de dos capçals).
- Elaborar un nou programari de generació de treballs d'impressió 3D per treure profit de la independència quant a moviment Y de les dues barres per a fer que dos capçals puguin treballar de forma simultània, tot escurçant temps d'impressió i òbviament evitant col·lidir. Inclús per a casos de construcció de 4 peces a la vegada, el treball simultani podria ser per als quatre capçals.
- Dedicar una de les barres amb els capçals associats a la impressió de materials tous, mitjançant el sistema més adient que es considerés: filament extratou (de tipus

7POROLAY, o d'altres detallats al capítol 8), i/o algun dels líquids i sistemes de deposició vistos al capítol 5.

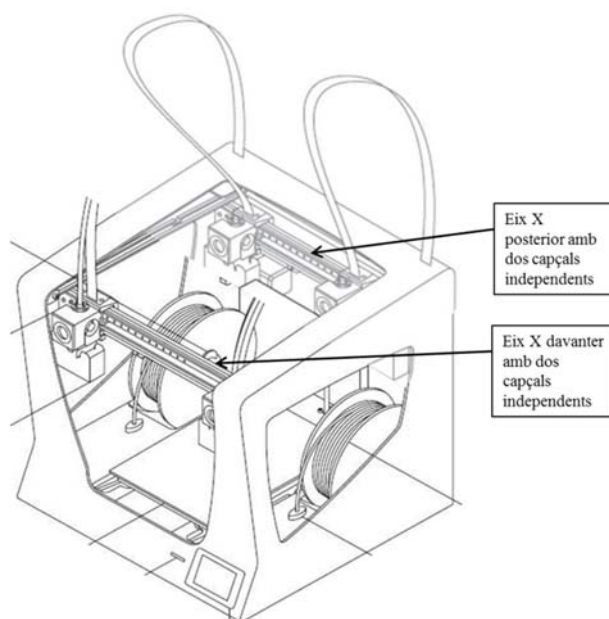


Figura 290. Imatge virtual d'una Sigma amb l'eix X duplicat per poder disposar de 4 capçals independents. Font: pròpia.

Novament és evident que aquest concepte es podria estendre a més de dues barres, i que en línia del concepte anterior cada barra podria portar més de dos capçals. S'arribaria així a un concepte de n barres i m capçals per barra que permetria disposar de $(n \cdot m)$ capçals independents, partint del fet que la solució actual és de $(1 \cdot 2) = 2$ capçals independents en el cas de la Sigma de BCN3D®, o $(2 \cdot 1)$ en el cas de la Modix Tango®. De fet, no seria necessari que les barres tinguessin el mateix nombre de capçals si això suposés algun avantatge específic, i es podria disposar per exemple de 5 capçals repartits en dues barres $(3+2)$.

Qualsevol sistema d'impressió 3D de sobretaula de tecnologia FFF o deposició de gotes que suposi més d'un o dos capçals planteja un repte sobre com emmagatzemar i fer arribar el material que cada capçal necessita. A la Figura 291, es mostra un esquema d'impressora 3D amb 9 capçals independents basats en tres barres ($n=3$) independents i tres capçals per barra ($m=3$) independents: caldrà preveure com alimentar-los amb el material que correspongui, ja sigui filament o líquid.

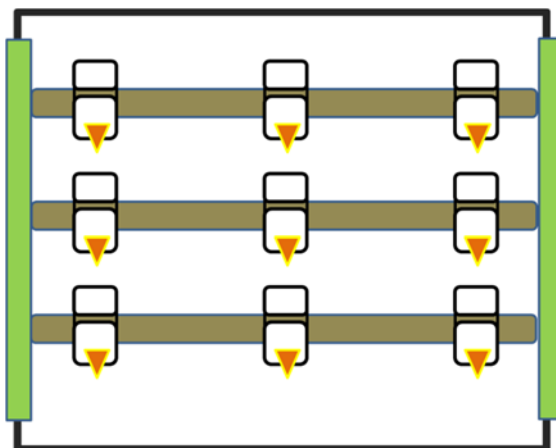


Figura 291. Esquematització d'un sistema de 9 capçals independents. Font: pròpia.

El necessari redisseny estructural ja esmentat portaria, en aquest cas, a traslladar a un mòdul separat, ubicat per exemple damunt l'estructura d'impressió 3D multicapçal, al conjunt de bobines i motors extrusors que impulsen el filament cap els capçals mitjançant el tub *Bowden*. L'escenari de tants capçals disponibles permet obrir el ventall de possibilitats sobre avançar en la mimetització dels prototips. Si per al capçal revòlver es plantejaven 5 materials, a la següent llista es plantegen fins a 9 a fi de ser integrats en una hipotètica impressora 3D com la conceptualitzada a la Figura 291:

1. Material rígid color A (modelització ossos, òrgans...).
2. Material rígid color B (ídem anterior).
3. Material rígid color C (ídem anterior).
4. Material rígid translúcid o transparent, per deixar veure altres estructures
5. Material tou per representar la massa tumoral, amb nivell de duresa ajustat a facilitar assaig extracció, i si s'escau amb la màxima transparència possible.
6. Material tou (duresa baixa) color D (vasos sanguinis, òrgans).
7. Material tou (duresa mitja) color E (ídem anterior).
8. Material tou (duresa alta) color F (ídem anterior).
9. Material soluble per a servir de suport en la construcció (PVA).

Tal com s'ha indicat, en el cas que s'abordés el disseny i construcció de prototips experimentals basats en la present línia de capçals independents, un primer objectiu raonable seria disposar de quatre capçals, segons la disposició de doble barra i dos capçals ja esquematitzada. Coherentment, es reduiria el nombre de materials de la llista anterior a quatre, que ja permetrien fer millors prototips respecte a la situació actual. Per exemple, el pas a un sistema amb 4 capçals independents permetria materialitzar en el prototip de la Figura 292 (es mostra aquest cas amb més detall al capítol 6) el tumor que l'afecta amb un material diferenciat: ni la tecnologia SLS ho permet i, en el cas del sistema FFF-IDEX, el segon material (en groc) s'ha hagut de dedicar a materialitzar els suports. Amb 4 materials, no sols el tumor es podria representar diferenciat, sinó que

també es podria diferenciar parts dins del cor, separant zona venosa i zona arterial per colors i/o dureses.

Anant més enllà d'aquest cas particular, per a cadascun dels 4 capçals, una proposta de materials assignats seria:

1. Material rígid color A (modelització de referències anatòmiques complementàries: ossos, òrgans no afectats pels tumors...)
2. Material tou (de duresa a definir) amb color B (vasos sanguinis, òrgans)
3. Material tou per representar la massa tumoral, amb nivell de duresa ajustat a facilitar assaig extracció, i si s'escau amb la màxima transparència possible.
4. Material soluble per a servir de suport en la construcció (PVA).



Figura 292. A l'esquerra, cor humà en tecnologia SLS. A la dreta, en FFF- IDEX. Font: pròpia.

Serà sota aquest paradigma que a l'apartat 9.2 es desenvoluparà un prototip d'experimentació per a cloure la recerca.

9.1.2 Mobilització de capçals sota el concepte de canvi d'eina

L'apartat anterior ha permès mostrar la viabilitat real de disposar de sistemes d'impressió 3D de capçals independents, tot escalant les solucions existents.

En el present apartat s'explora una altra que tot just comença a albirar-se, i que pot tenir l'expectativa de "curtcircuitar" una possible tendència a que es vagi més enllà de dos capçals independents. Aquest nou paradigma en impressió 3D amb capçals independents consistiria en aplicar el concepte d'eina intercanviable durant el procés de treball procedent del món de la mecanització per control numèric.

De fet, l'apartat 4.1.1.1 *Sublínia FFF basada en capçal únic amb multibroquet*, es tancava mostrant les realitzacions d'una empresa (Hyrel3D®, [181]) tot oferint una

Tesi Doctoral: Contribució a l'estudi de la impressió 3D per a la fabricació de models per facilitar l'assaig d'operacions quirúrgiques de tumors – Felip Fenollosa i Artés, 2019.

gamma completa de capçals que es podien muntar a les seves màquines de forma senzilla, però sense estar pensades per a que en el decurs d'un mateix treball aquests capçals es muntessin automàticament tal com succeeix en centres de mecanitzat de CN. En els CNC dotats de sistemes automatitzats de canvi d'eines (ATC, *Automatic Tool Changer*), es disposa de dos elements per poder dur a terme una operació de mecanitzat desassistida per l'operari incloent canvis d'eina:

- Un magatzem d'eines que pot tenir diferents configuracions, començant per ser estacionari o mòbil, i dins d'aquesta darrera opció en forma de carrusel circular, de cinta transportadora, etc.
- Sistema d'intercanvi d'eina entre magatzem i portaeines:
 - En cas de magatzem estacionari, es fa precis un sistema de transport que porti l'eina des de la seva posició en el magatzem fins a l'eix motriu amb el portaeines, com si es tractés d'un robot accedint a les prestatgeries en un magatzem logístic. Aquest robot pot ser de fet el mateix capçal de la màquina, que primer deixa al magatzem l'eina activa i després agafa la nova eina.
 - En cas de magatzem mòbil, l'eina a utilitzar es presenta a la zona de càrrega al portaeines, i sistemes servoaccionats de fixació i rotació treuen l'eina del magatzem i la intercanvien per la que hi havia en aquell moment activa a la màquina. A la Figura 293 es mostra un exemple d'aquests sistemes, en el que s'aprecia el carrusel circular d'eines i el sistema d'intercanvi d'eines.



Figura 293. Magatzem automàtic d'eines per a CNC. Font:[352].

Es podria pensar que aquests són sistemes industrials, cars i precisos, allunyats de l'àmbit de la present recerca, que és l'entorn de codi obert de les impressores 3D de tecnologia FFF on un dels vectors és fer accessible l'ús de prototips per assaig quirúrgic, però ja es troben realitzacions en l'àmbit també del CNC de petites dimensions, i per exemple l'empresa Stepcraft® [339] a la seva gamma de CNC de sobretaula (veure la Figura 294) presenta un sistema de magatzem d'eines estacionari, similar al que també utilitzen màquines de mesura tridimensional (MMT) per al canvi de palpador, que es combina amb un sistema d'ancoratge pneumàtic d'alliberament i prensió d'eines al mateix capçal, sense requerir sistemes complementaris.

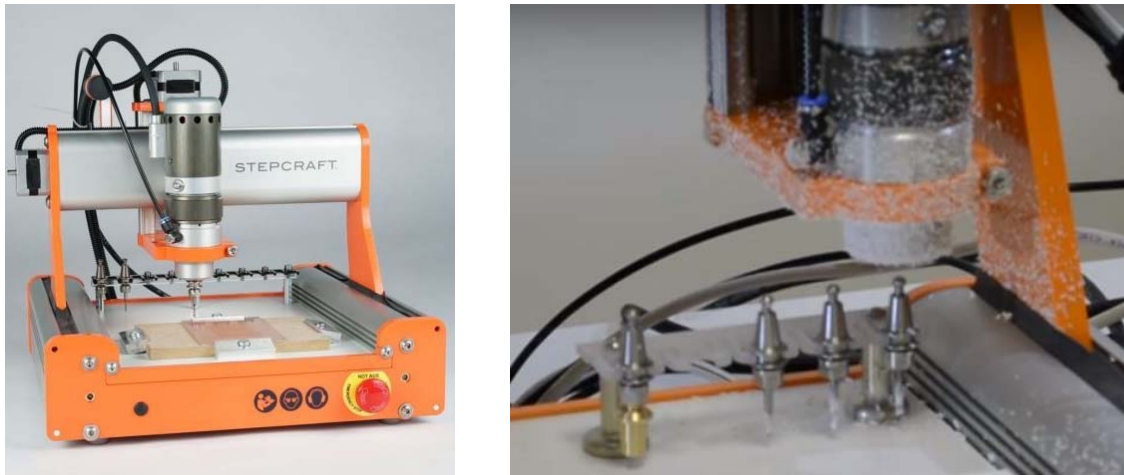


Figura 294. CNC de sobretaula amb magatzem estacionari d'eines. Font: [346].

Els desenvolupaments en aquesta línia en el món de la impressió 3D són encara lluny del que s'ha exposat que es pot trobar en el món dels CNC, i tot just s'estan iniciant: possiblement els propers anys aquest serà un vector d'evolució dels equips d'impressió 3D.

Entre aquestes primeres incursions hi ha algunes experiències trobades a l'entorn de les impressores Ultimaker®, com són els de Markus Seidt [347]. Així, a la Figura 295 es pot apreciar el concepte d'un sistema de canvi d'eina materialitzat amb un disseny fet amb peces impreses en 3D. En aquest, el capçal va a buscar l'eina-broquet d'impressió 3D a una cantonada, per a continuació l'eina al capçal i finalment situar-se en posició de treball per imprimir.



Figura 295. Canvi d'eina en una impressora 3D de codi obert de tecnologia FFF. a) Capçal sense broquet. b) L'eina encaixa en el capçal. c) Posició de treball. Font: [347].

Un altre desenvolupador [348] ha continuat la línia de treball orientada a facilitar un encaix ràpid entre capçal i broquet, en aquest cas usant imants com a mitjà d'encaix. Però tal com mostra la Figura 296, aquest ús d'imants només s'orienta a facilitar un muntatge manual i no pas a automatitzar un canvi d'eina. Tot i això, marca un camí possible a seguir quant a formes de materialitzar de forma simple el que potser no és d'aplicació en el cas de CNC, on el nivell de potència implicada fa que els sistemes de fixació hagin de ser molt més robustos.

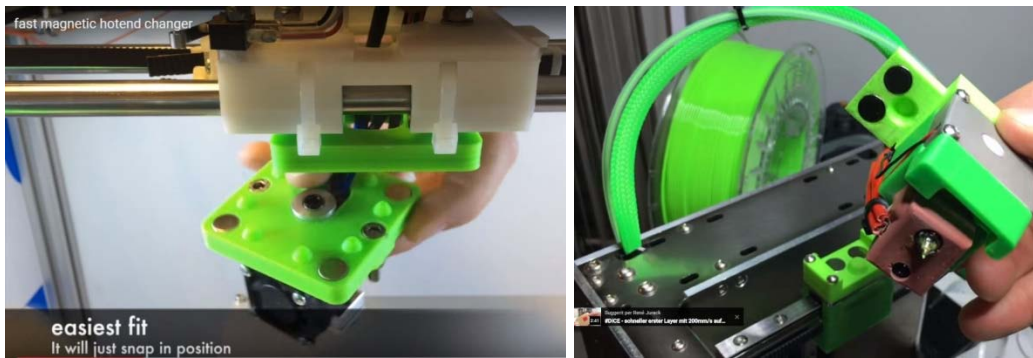


Figura 296. Sistema manual de canvi de capçal FFF mitjançant imants. Font: [341].

Així, el sistema Foehnstorm's Mark2® [349] facilita l'opció de disposar d'un segon capçal d'impressió 3D a una impressora que en principi en té només un. Com que la impressora no està pensada per a l'intercanvi de capçals, el que fa és adherir el segon capçal al primer, i llavors fer la feina amb el segon tot desactivant la extrusió del primer. Aquesta forma de treballar, mostrada a la Figura 297, no té massa interès davant del sistema de dos broquets en un sol capçal, però representa un altre pas en el camí cap a la intercanviabilitat de capçals, i representa un avantatge per a aquells que tenen una impressora d'un sol capçal i volen fer una inversió limitada per a disposar-ne de dos, malgrat l'aparent mala optimització que suposa mobilitzar dos capçals a la vegada quan es vol treballar amb un segon filament.

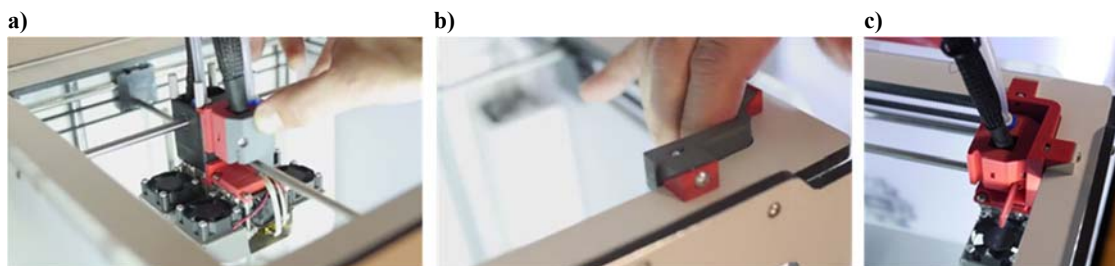


Figura 297. Capçal suplementari en impressora 3D. a) Segon capçal adherit al primer capçal; b) Suplement amb imants per a mantenir-lo a la zona de repòs; c) Segon capçal a la zona de repòs. Font: [349].

A partir d'aquests antecedents, és possible conceptualitzar un sistema de canvi automàtic de capçal que, inspirat en els sistemes ATC dels CNC, s'adapti a les necessitats específiques del món de la impressió 3D sota tecnologia FFF.

Com en el cas del control numèric i, a diferència dels desenvolupaments anteriors, el capçal principal de la màquina hauria d'incorporar el motor d'extrusió del filament: altrament seria precís que cada capçal en portés un. És a dir, caldria reproduir el concepte vist per al capçal revòlver, en el qual, en posar un broquet en posició de treball, aquest engranava amb el motor d'extrusió. Això és així en les màquines de control numèric: el capçal principal porta el motor per fer girar a revolucions les eines que es poden muntar. Fent la translació al cas actual, es tractaria de que el "capçal

portaeines” de la impressora 3D pogués fer avançar el filament que portés qualsevol broquet a muntar, com es feia pel capçal revòlver.

A la Figura 298 es mostra un esquema d’aquest concepte, basat en els següents punts:

- Un magatzem estacionari de broquets amb el seu filament ja muntat, com en el cas del capçal revòlver. Les posicions traçades són 6, però podrien ser tantes com ho permeti el fet que el capçal tingui prou àrea de treball com per anar-los a buscar tots en les seves posicions fixes.
- Broquets que, a part del filament, incorporin part del sistema de tracció del fil que precisarà de la potencia subministrada des del portabroquets per a ser funcional.
- Un sistema de graus de llibertat qualsevol que permeti mobilitzar el capçal portabroquets, havent representat a l’esquema quelcom similar al sistema XY de les impressores 3D Sigma ja mostrades.
- Un capçal portabroquets que inclogui mitjans per enclavar i desenclavar els broquets d’impressió 3D, possiblement amb imants i clipatges ràpids, precisos i simples de tipus “molla de bolígraf”, així com el motor d’extrusió que s’haurà d’engravar amb els mitjans d’arrossegament de fil incorporats en els broquets.
- Un sistema complementari extern (no detallat) per a disposar les bobines de filament, possiblement en un pla lateral o superior al de la impressió 3D per a facilitar el desbobinat. Per a la incorporació de capçals per a deposició de gotes, en lloc de filament cal fer arribar al capçal un tub alimentat per un dipòsit fix a l’estructura, anàlogament a com es faria amb una bobina.

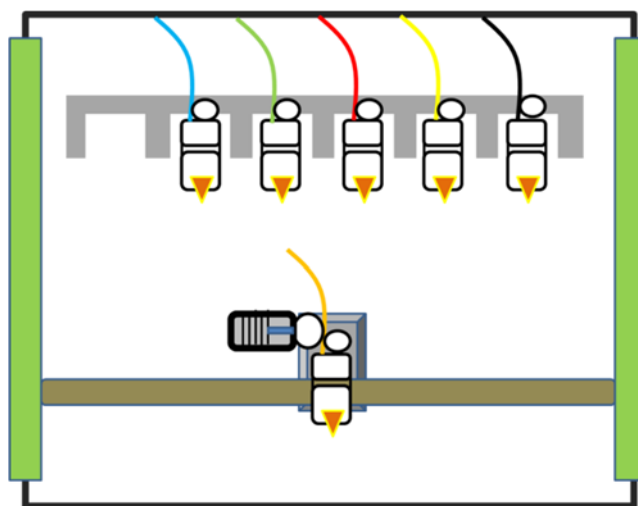


Figura 298. Esquema d’impressora 3D amb canvi de capçals. Font: pròpia.

Un sistema com el conceptualitzat, que es mostra a la Figura 299, ha estat presentat fa poc des de la comunitat de codi obert pel fabricant de capçals E3D, alguns dels quals han estat mostrats al capítol 4. Es tracta d’un sistema de mobilització del capçal adaptat per a realitzar un canvi d’eina fiable i assolir les mateixes velocitats elevades de treball

que les impressores amb un sol capçal, amb sistema d'extrusió fixat a l'estructura, minimitzant les inèrcies dels elements mòbils.

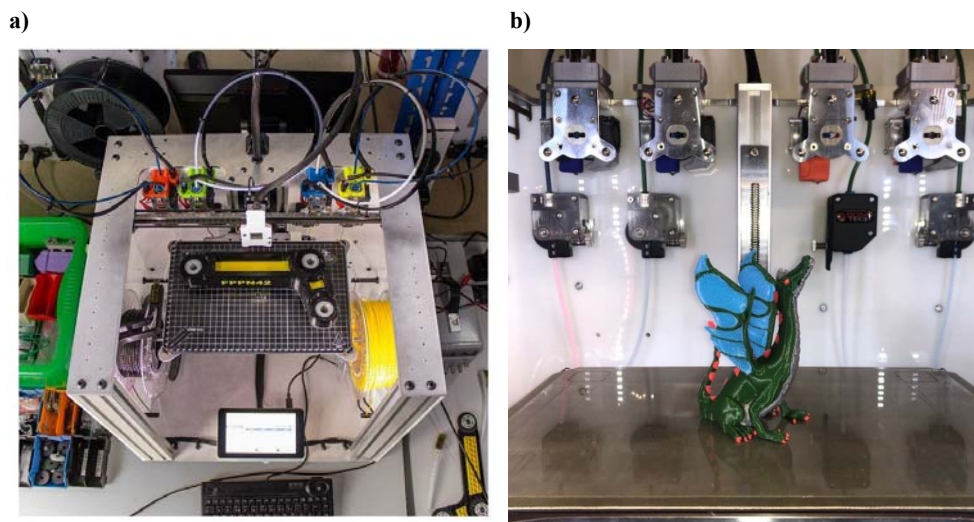


Figura 299. a) Impressora conceptual de E3D que desenvolupa un sistema de canvi d'eina. b) Prototip en 4 filaments. Font: [350] i compte Twitter de René Jurack (@ReneJurack).

Tal com informa el bloc de E3D respecte del sistema [350], que és en fase de prospecció de l'interès que pugui tenir per part de la comunitat d'impressió 3D, els avantatges del sistema de canvi d'eina són:

- Com en el sistema IDEX, els broquets que no s'utilitzen estan en situació de pàrquing, de manera que s'evita l'efecte *oozing*.
- No es trasllada capçals inactius inútilment, que afegirien pes mort al capçal, com passaria per exemple en el capçal revòlver. El moviment és així molt ràpid en tots els eixos.
- Cada capçal es dedica a un material, evitant l'operativa de purga que augmenta la despesa de material, allarga els temps d'impressió i que si no es fa correctament pot resultar en una impressió multimaterial defectuosa. També així el capçal es pot adaptar al material o al procés concret (usant mides de broquet de sortida diferent, per exemple).
- Tot i la disposició lineal dels quatre capçals al magatzem, no hi ha límit conceptual al número del que es poden disposar. Es pot pensar també en un carrusel d'eines, com el mostrat a la Figura 293, però caldria resoldre particularitats que no tenen les eines de mecanitzat en un CNC, com el fet que els capçals d'impressió 3D integren una sèrie de components lligats a que integren el seu propi material amb els seus sistemes accessoris: motor extrusor, possible sistema de tub *Bowden*, bobina de filament o dipòsit de material líquid...

En comparació amb el sistema conceptualitzat a la Figura 298, en que el motor extrusor és universal (una metodologia ja provada al prototip experimental del capçal revòlver), el sistema de E3D multiplica tots aquests accessoris. Hi ha doncs un gran marge de treball per progressar en el concepte de canvi d'eina. En qualsevol cas, i recordant la voluntat d'integrar filaments i líquids per garantir una multimaterialitat ample quant a

consistències diferenciades, seria d'interès treballar algun sistema d'extrusió/deposició instal·lat al capçal que fos apte tant per filaments com per líquids: altrament el capçal no ha d'incorporar aquesta prestació, i com en el sistema de E3D, només fa la funció de fixar cadascuna de les eines, que hauran de preveure tenir els seus propis medis d'extrusió (filament) o deposició (líquids).

Tot plegat ofereix la conclusió de que l'interès per la multimaterialitat va més enllà del plantejament fet en la present recerca d'aconseguir prototips per assaig quirúrgic el més mimètics possibles, i que aquest és un vector d'evolució de gran interès per a qualsevol sector interessat en la Fabricació Additiva.

9.2 Equip experimental multimaterial de 4 capçals independents

Aquesta materialització de concepte experimental amb quatre capçals independents s'englobaria dins del concepte que el doctorand defineix com a IMEX (Independent Multiple EXtruders), i que s'anomenaria particularment IQuEX (Independent Quad EXtruder). Les tasques principals a seguir en el procés de desenvolupament experimental han estat:

- Aprovisionament d'una impressora experimental de tipus IDEX preexistent per a ser sotmesa a transformació.
- Disseny i desenvolupament de l'estructura de mobilització de 4 capçals independents, basada en la duplicació de la barra X.
- Modificació de l'electrònica dels sistema IDEX per suportar la duplicació de capçals que suposa el sistema IQuEX.

9.2.1 Aprovisionament d'impressora experimental IDEX

A diferència de prototips experimentals precedents els quals s'usaven impressores d'un sol capçal de tipus BCN3D+ per muntar-hi un nou capçal, ara es fa necessari un salt de nivell per a poder disposar de 4 capçals independents. El gran esforç desplegat pel CIM UPC per posicionar-se com a institut líder en la impressió 3D ha permès disposar d'una àmplia gamma de prototips de R+D. Un d'ells es pot visualitzar a la Figura 300, una impressora 3D de dos capçals independents (sistema IDEX) muntats en una estructura cartesiana basada en perfils industrials d'alumini. És la base sobre la que ha continuat la recerca, tot permetent treballar sobre un nou sistema IQuEX.

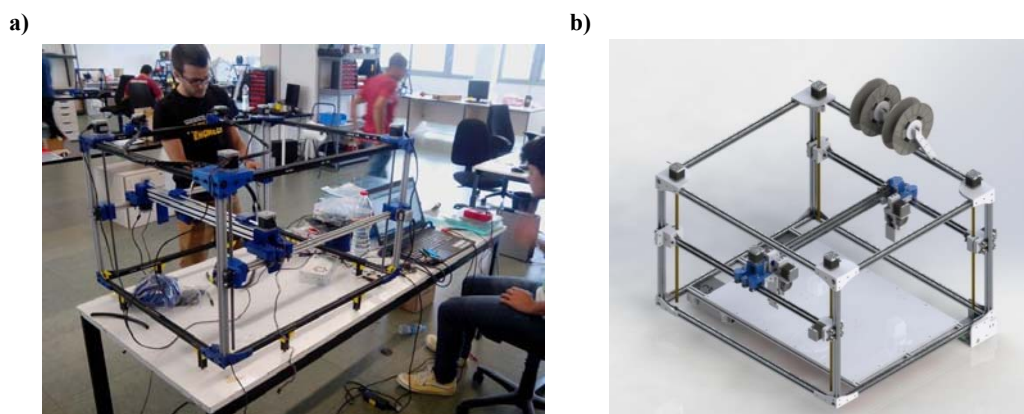


Figura 300. a) Prototip base d'impressora 3D IDEX que s'utilitza a la present recerca per disposar-hi 4 capçals independents. b) Imatge CAD de l'equip, sobre el qual s'ha estudiat el sistema IQuEX. Font: pròpia.

Aquest equip té unes dimensions notables, que han estat útils per no haver de patir a l'hora de disposar d'espai per duplicar els capçals. La base, de 718 mm x 515 mm, és fixa, donada la seva gran mida, de manera que és l'eix de moviment XY el que ascendeix en anar construint la peça, gràcies a 4 motors pas a pas a través de barres roscades. Dos perfils de 20 mm x 20 mm (barres Y) constitueixen l'estructura del conjunt XY i a cada extrem d'aquests es tenen els enllaços amb les barres roscades de moviment de l'eix Z. El moviment en direcció Y el fa llavors un perfil de 40 mm x 20 mm (barra X) connectada pels extrems als dos perfils anteriors. Aquesta barra es mou gràcies a dos motors pas a pas fixats a un dels extrems de cada perfil de 20 mm x 20 mm. Dues corretges recorren aquests perfils, i a elles es subjecta pels seus dos extrems el perfil de 40 mm x 20 mm. Les peces que fan de connexió porten a la seva vegada els dos motors que es responsabilitzen de moure, amb el mateix sistema basat en corretges, els dos capçals que es mouen en direcció X al llarg del perfil. Aquest sistema és el mateix que de forma més compacta incorpora una impressora 3D Sigma de sistema IDEX. A la Figura 301 es detallen les ubicacions dels perfils i motors mencionats.

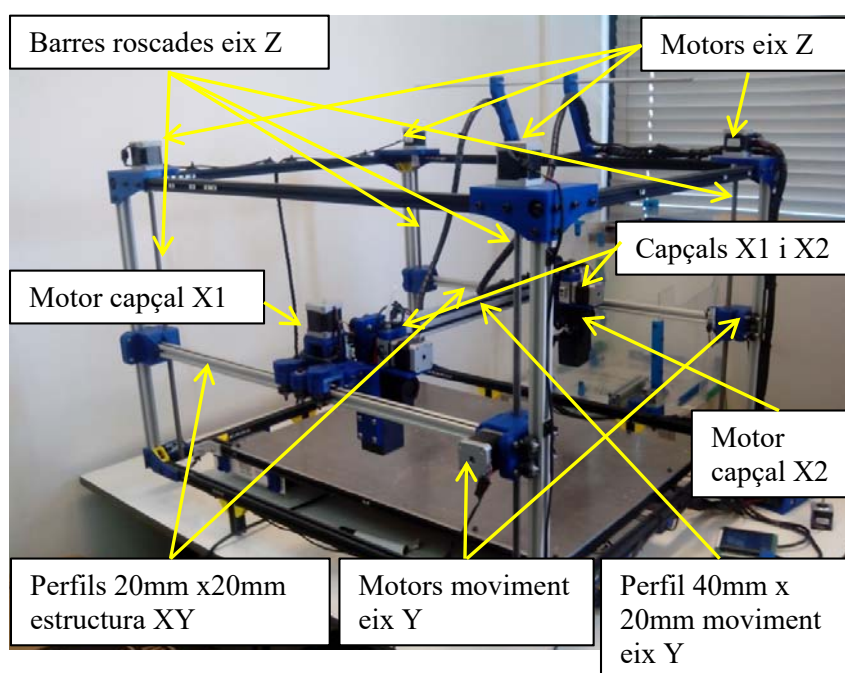


Figura 301. Estructura de la impressora experimental IDEX a transformar en un sistema IQuEX. Font: pròpia.

Pel que fa al sistema de control, aquest prototip disposa d'una placa anomenada Megatronics 3.0, que és una evolució d'altres plaques, les Arduino Mega 2560 i les RAMPS, utilitzades en demostradors de conceptes al capítol anterior. També utilitza el processador ATmega 2560, i poden connectar-s'hi fins a 6 controladors, que controlen els eixos Y, Z, els dos moviments independents en eix X, i els dos extrusors per a cada capçal independents. Això representa una limitació per al que es pretén, que és disposar del doble de capçals. Els motors són del tipus Nema 17, que seran aprofitats, malgrat l'electrònica es canvia per poder disposar de més capçals.

9.2.2 Solució mecànica del sistema IQuEX

Un dels criteris aplicats al llarg dels desenvolupaments experimentals duts a terme en la present recerca ha estat no fer més transformacions que les estrictament necessàries per a fer progressar la recerca. Avaluant l'estructura disponible, es va fer evident que per mobilitzar dues barres de moviment independent en direcció Y, caldria canviar els perfils de 20 mm x 20 mm i passar-los a una mida 40 mm x 20 mm per poder allotjar un sistema doble de corretges, tal com fa justament la barra que es mou en direcció Y per poder allotjar les corretges independents dels dos capçals X. Aquest fet es pot apreciar a la Figura 302.

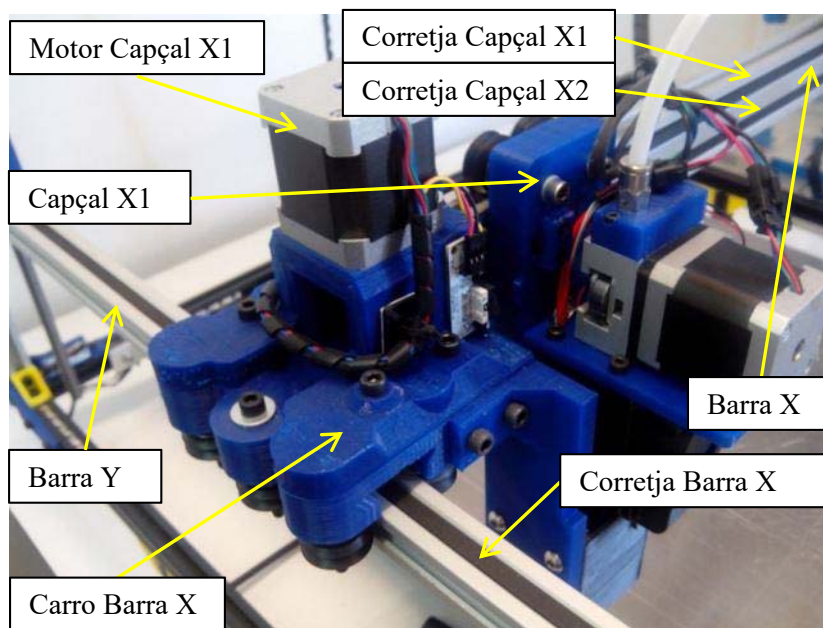


Figura 302. Detalls sobre la mobilització d'eixos i capçals. Font: pròpia.

Es va prendre, llavors, la decisió de no modificar l'estructura de perfils: la nova barra X que cal incorporar es mourà junt amb la ja existent, deixant prou espai com per a que a cada barra pugui haver dos capçals independents.

L'estalvi no és sols de perfils: el fet d'unificar el moviment de les dues barres X repercuteix també en una simplificació del control: no cal afegir un nou grau de

llibertat, concentrant l'activitat en l'afegit de dos capçals més a la barra X “esclava” que s'afegeix.

La independència entre les dues barres X permetria, per exemple, imprimir dues peces simultàniament, fent més productiva la impressora 3D. Per a l'objectiu de la present recerca, orientada a prototips únics multimaterials, aquest avantatge no aporta valor, seria com disposar de dues impressores IDEX. Cal valorar també els beneficis d'unir les dues barres: es redueix massa afegida, s'estalvia la duplicació del sistema de corretges i, per contra, requereix un redisseny dels carros a banda i banda de la barra X, que ara ha d'unificar els dos perfils amb un total de quatre capçals.

Els carros que uneixen a banda i banda la barra X a les dues barres Y són diferents, degut al fet que les dues corretges per mobilitzar els capçals van a diferents nivells, tal com es detallava a la Figura 302, situant-se el motor del capçal X1 en un carro a la part superior i situant-se el del X2 a la part inferior al carro oposat.

En duplicar la barra X i mantenir un sol carro, es fa necessari posar dos motors a cada carro, a fi de tenir els 4 motors necessaris per moure independentment cada capçal en direcció X. A fi d'equilibrar pesos, cada carro incorpora un motor a la zona superior i un a la inferior, tal com es mostra a la Figura 303. Malgrat haver-se de muntar simètricament, tots dos carros són iguals, donat que el seu disseny és antisimètric. Es pot apreciar com cada carro és format per dues peces: una per enllaçar amb la barra Y, i l'altra per fixar els perfils X i els motors i politges corresponents. La reducció d'àrea de treball disponible que suposa la incorporació de la nova barra i l'augment de mida dels carros suposa una reducció de l'àrea d'impressió que, donada la gran àrea de treball, no afecta al desenvolupament de l'equipament experimental.

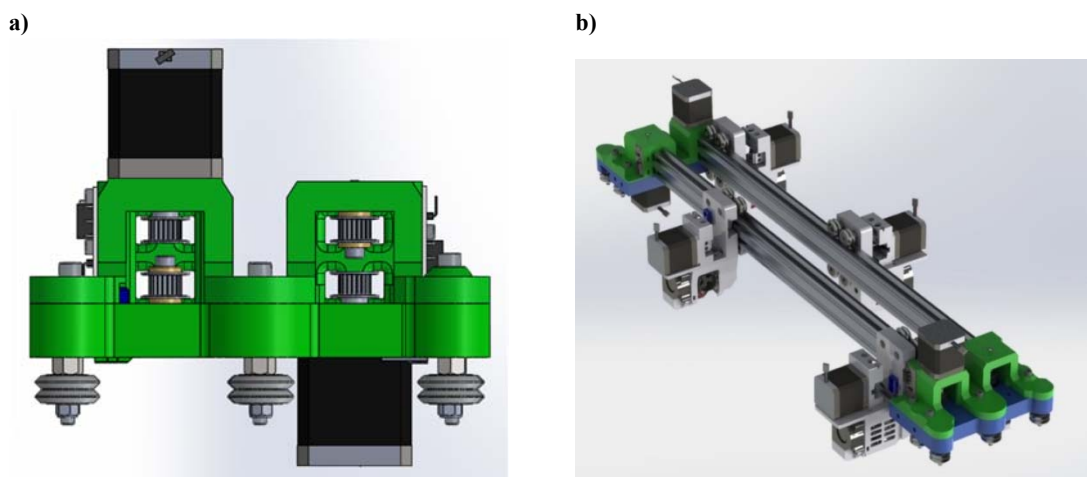


Figura 303. a) Vista frontal del carro de la barra X per ancorar-la a la corresponent barra Y. b) Imatge CAD de la barra X duplicada amb els dos carros a cada extrem. Font: [351].

L'estudi de millores s'ha traslladat llavors als carros portacapçals X, activitat que recull la Figura 304, completant una tasca doble: d'una banda, s'ha treballat en millorar els

carros que hauran de portar extrusors de filament i, de l'altra, s'ha estudiat com adaptar un o més capçals per incorporar líquids en lloc de filaments. És a dir, s'ha posat la mirada en veure com materialitzar la incorporació dels conceptes treballats al capítol precedent.

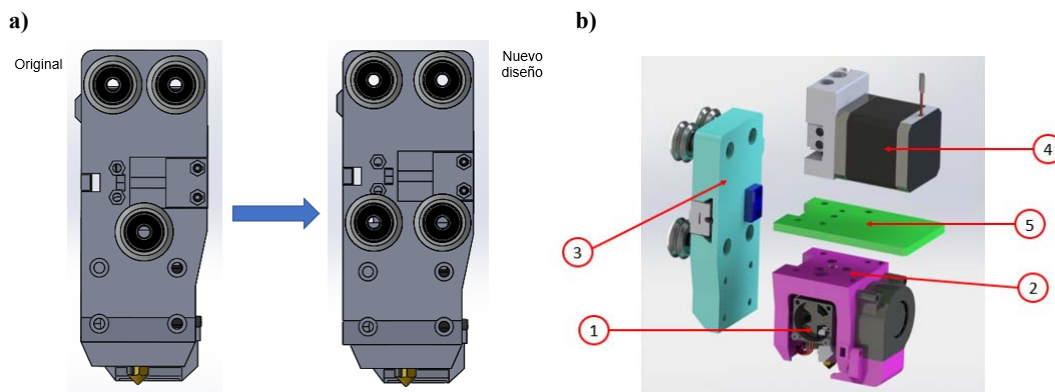


Figura 304. a) Redisseny del carro portacapçals de filament. b) Imatge CAD del conjunt capçal X: 1- Conjunt *hotend*, 2-Suport *hotend*, 3-Carro portacapçals, 4-Motor extrusor, 5-Placa enllaç. Font: [351].

L'interès inicial era anar més enllà de quatre materials, tot incorporant algun dels sistemes de barreja de filaments en algun dels capçals, pels quals s'ha treballat en diversos equips experimentals. En benefici de l'assoliment d'una fita ja prou notable, com és la impressió 3D amb quatre capçals independents, es deixa aquesta possibilitat per a futures recerques. Com a suggeriment, en una futura transformació de l'equipament es podria incorporar un capçal com l'exposat a l'apartat 8.3 *Barreja passiva en el capçal* de manera que es podria passar de 4 materials a 6 materials. Estenent aquesta idea a un altre capçal, s'arribaria a 8, i fins a un màxim de 12 si s'apliqués a tots quatre capçals.

En el present equipament, doncs, els objectius són fer front a les dificultats de mobilitzar 4 capçals independents, i complementàriament aconseguir que un d'ells treballi amb material líquid en lloc de filament, tot fent possible algun dels conceptes treballats en els darrers equipaments experimentals, i que haurien de permetre integrar materials més tous que els filaments en els prototips.

Pel que fa als capçals de filament, la Figura 304b mostra l'estructura prevista per acollir-los, amb modificacions menors respecte al que hi havia, donat que ja es tractava d'una impressora 3D de filament.

Pel que fa al capçal per a líquids, l'equipament experimental exposat a 8.6 *Deposició de silicones mitjançant activat del curat amb llum UV*, ha permès albirar la possibilitat d'utilitzar silicones UV de baixa duresa, però es fa necessari millorar el sistema de dispensació sense que per això sigui necessari arribar als nivells de sofisticació utilitzats en alguns projectes industrials detectats [269].

Una nova exploració porta a trobar el projecte de codi obert d'una bioimpresora 3D [352], quin disseny previst per a materials com ara biopolímers, pastes, resines epoxi i hidrogels, fa pensar que tindrà un comportament satisfactori amb les silicones que es preveuen utilitzar. D'aquesta bioimpresora 3D, anomenada *Bioprinter LVE* i que es mostra a la Figura 305, la part d'interès és el sistema de xeringa, que no deixa de ser similar al sistema com el Paste Extruder de BCN3D, però amb un aspecte molt més elaborat respecte altres realitzacions de la comunitat de codi obert vinculada a la impressió 3D. I respecte a solucions de mercat, el seu cost és molt limitat: s'ha baixat els plànols i ha estat fabricada amb els medis propis al CIM UPC.

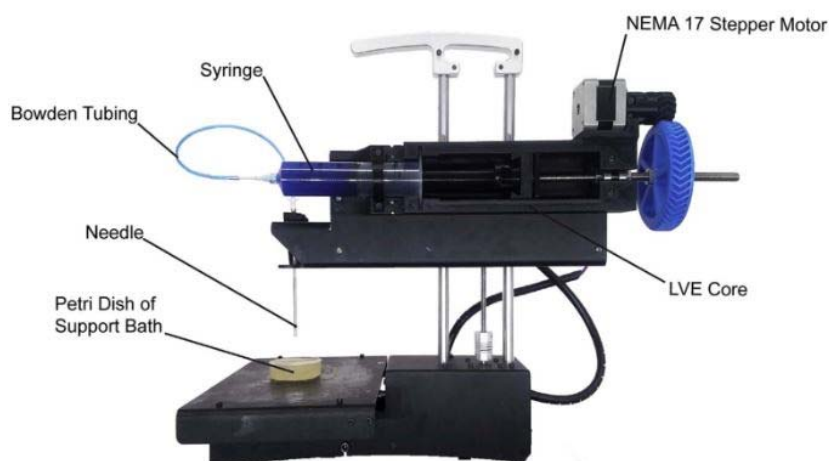


Figura 305. Bioimpresora 3D de codi obert basada en una xeringa motoritzada. Font: [352].

Per a això, ha calgut en primer lloc fer les adaptacions pertinents, realitzant diverses modificacions fins a consolidar el seu disseny, tal com es veu a la Figura 306.

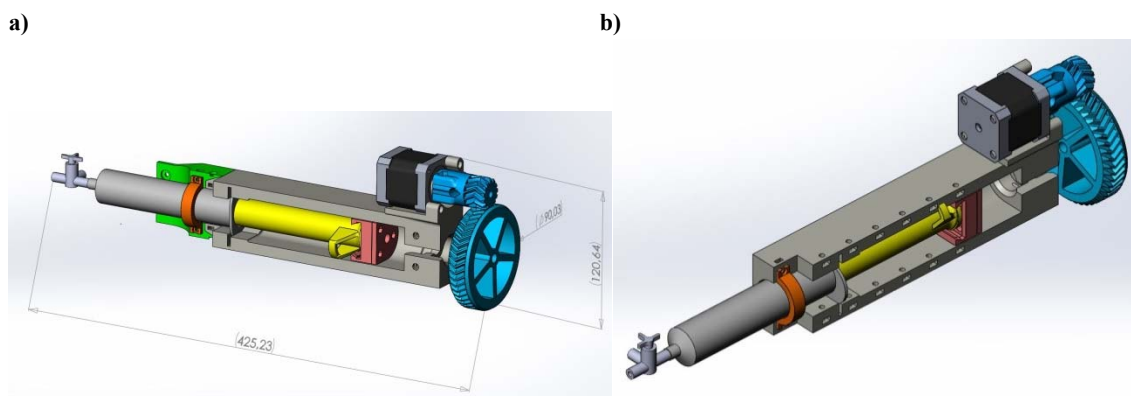


Figura 306. a) Disseny del sistema d'accionament de xeringa inicial. b) Disseny final materialitzat. Font: [353].

Vistes les dimensions més intrusives que s'endevinen en els sistemes que han d'allotjar xeringues, una preocupació essencial ha estat fixar el conjunt en el carro portacapçal de forma que no col·lideixi amb l'estructura quan es desplaci o estigui en la seva posició de repòs i, si cal, es redueix l'àrea de treball, que és innecessàriament gran per l'objectiu

perseguit. La peça de fixació al carro s'allarga en el pla horitzontal perpendicularment a la barra X, tot allunyant el sistema portaxeringa i permetent que l'altre carro del mateix eix, d'extrusió de filament, pugui tenir més cursa sense col·lisió. La Figura 307 permet intuir la complexitat de l'encaix entre elements mòbils.

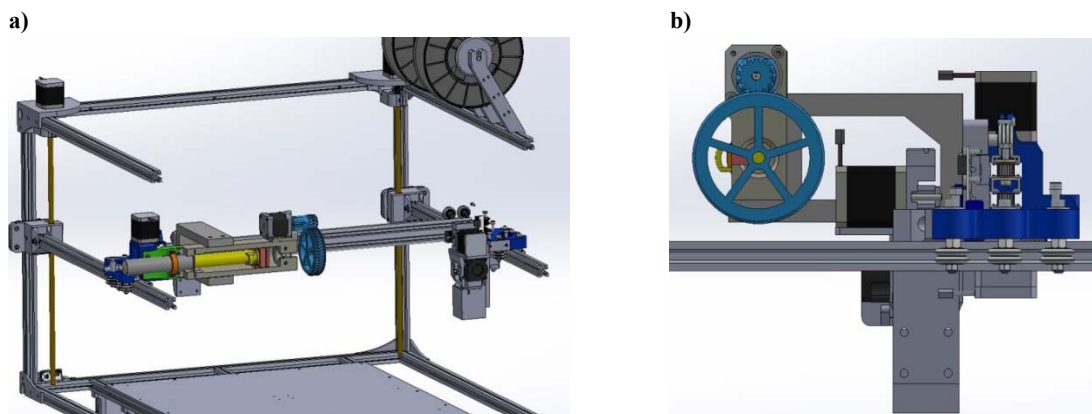


Figura 307. a) Vista CAD de la barra X que integra el capçal portaxeringa i un capçal d'extrusió de filament. b) Vista lateral. Font: [353].

Un aspecte rellevant exposat a l'apartat 8.6 és el de la llum UV que ha de catalitzar la silicona. De forma experimental es va usar el dispositiu utilitzat al CIM UPC per fer de "llapis soldador" en unir peces d'estereolitografia mitjançant resina epoxi fotosensible. Per al present demostrador s'ha cercat una altra solució que pugui ser implantada sense les limitacions que es tenien a l'anterior capítol. Els requeriments eren que emetessin llum en les longituds d'ona compreses entre els 365 nm i 400 nm i, també, que proporcionessin la màxima potència radiant per accelerar el curat del líquid. En aquest sentit, els *leds* usats per a la curació de resines i silicones UV d'encapsulat d'electrònica són els dispositius més adients. Els seleccionats són els *leds* d'alta potència Lite-On Serie CO3 UV, d'emissió compresa entre 365nm (665mW de potència radiant) i 385nm (975mW), que s'ha verificat com a suficient per a catalitzar les silicones estudiades. Són de tipus SMD (*Surface Mount Devices*), i cal acompanyar-los d'un suport (*starboard*) que faciliti el seu muntatge i connexió. Per a disposar de la màxima potència radiant possible (ja es reduirà si no cal tanta) es preveu disposar un total de 8 *leds* al voltant del broquet per on sortirà la silicona. A la Figura 308 es mostra tant els *leds* ja soldats als seus suports com el disseny CAD de la placa on seran fixats, que com s'aprecia té un forat central per on passarà l'agulla que projectarà les gotes de silicona a solidificar.

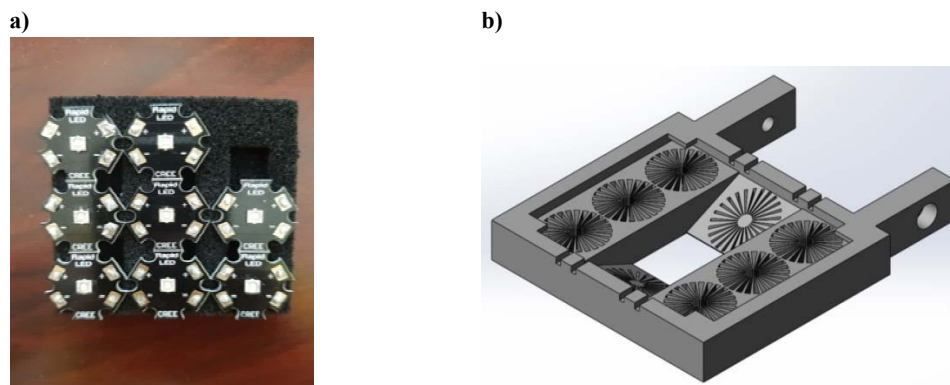


Figura 308. a) Leds utilitzats per al curat de la silicona UV. b) placa per muntar el sistema d'il·luminació UV. Font: [353].

A nivell mecànic es tenen dissenyats tots els elements rellevants. El següent pas és abordar la solució electrònica i de control a adoptar, i posteriorment construir l'equipament.

9.2.3 Solució per al control del sistema IQuEX

Al llarg de la present recerca, un dels aspectes essencials ha estat l'exploració sobre el sistema de control que fes possible l'execució del concepte que en cada moment es plantejava, ja fos la deposició convergent de filaments, la barreja d'aquests, o la dispensació de líquids. En el present cas, el repte és escalar el control per abastar els accionaments necessaris per a quatre capçals independents, una fita no assolida fins ara en impressió 3D de sobretaula. Malgrat l'aparent senzillesa que suposa aquest fet, a la pràctica no s'han trobat aplicacions fetes en aquesta línia, i l'exploració sobre les solucions d'electròniques a l'abast per resoldre el control de quatre extrusors independents ha estat difícil, havent-se descartat diverses alternatives per complexes o directament inviables [351].

La solució finalment aplicada ha tingut en compte els següents requeriments:

- Es controlen 4 extrusors
- Tots els 4 extrusors tenen en comú el moviment en Z i en Y
- Cada extrusor precisa d'un control independent per a l'eix X

En resum, calen 10 motors amb els seus respectius controls a fi d'activar 4 extrusors i 6 graus de llibertat. Recolzant-se en la recerca de nous proveïdors estratègics per al projecte BCN3D, acaba considerant-se la utilització de les electròniques Duet Wifi® per impressores 3D de Duet3D® [354].

El sistema global es compon llavors d'una placa Duet Wifi®, que es complementa amb una placa Duex5® a fi d'arribar a les necessitats de control plantejades. Tant una com

l'altra es mostren a la Figura 309. Aquesta capacitat de gestionar més de dos extrusors seria inútil si el programari de control (*firmware*) no permetés la gestió dels fins a 4 capçals independents en direcció X. Justament això succeeix amb altres programaris usats en equips experimentals precedents, com el *Marlin*. Però la Duet Wifi® utilitza el programari *Reprap Firmware* [355] que permet la configuració dels 4 capçals independents. Aquesta característica és la que ha fet seleccionar aquestes electròniques per davant d'altres solucions. Altres prestacions, com la possibilitat de controlar la impressora 3D des d'un telèfon mòbil, no deixen de ser atractives i còmodes, però no aporten cap novetat a la recerca.

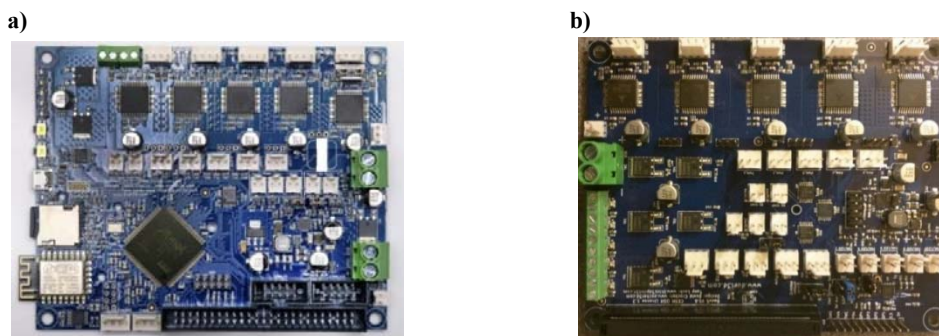


Figura 309. a) Duet Wifi®, amb 5 controladors. b) Extensió Duex5®, amb 5 controladors més. Junt amb la Duet Wifi®, s'obtenen els 10 controladors necessaris. Font: [351].

Cal notar que, tot i que habitualment cada controlador s'associa a un sol motor pas a pas (és el cas dels 4 extrusors i els 4 controladors de l'eix X), en el cas de l'eix Z el controlador ha de gestionar 4 motors, i en el cas de l'eix Y cal gestionar 2. Aquesta qüestió no ha suposat cap problema, de forma que en el cas de l'eix Z, el sistema de control que tenia la impressora 3D utilitzava dos controladors, als quals a cadascun es connectaven en paral·lel dos motors. Com ara no es poden tenir dos controladors per l'eix Z sinó només un – en existir el límit de 10 controladors en total –, es connecten en sèrie al controlador els dos parells de motors que entre si ja estaven connectats en paral·lel. Tant l'amperatge com el voltatge per a cada motor derivats d'aquesta estratègia són compatibles amb el seu correcte funcionament. L'esquema mostrat a la Figura 310 detalla els valors d'aquestes magnituds.

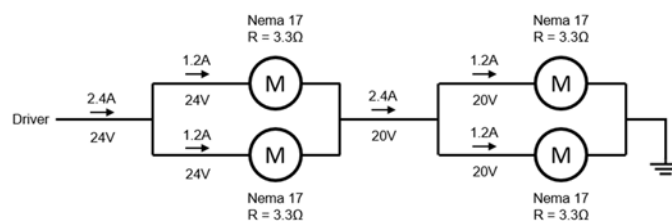


Figura 310. Connexió dels 4 motors que permeten el treball en direcció Z de la impressora 3D, tots controlats pel mateix *driver*. Font: [351].

A continuació cal configurar el programari de control per tal de fer efectiu el control sobre tots els graus de llibertat i, en especial, sobre el moviment independent en sentit X dels quatre capçals. El programari es troba ja pre-compilet a la placa, i precisa

d'instruccions en llenguatge *G-code*. La descripció d'aquest llenguatge per a l'electrònica utilitzada es pot trobar a [355] i [356]. S'introdueixen llavors les instruccions pertinents per assignar controladors a cada motor, temperatures límits, distàncies de seguretat, etc. Per exemple, es comenta com es resol la definició de la multiplicitat de capçals: d'entrada, el programari de control només té un capçal definit i per tant només es pot fer un moviment en direcció X en lloc de quatre. Es defineixen llavors els eixos U, V, W que s'assignen a controladors de motors que activen el moviment en X de tres capçals més. La línia de codi usada és, llavors, la següent: M584 X0 Y1 Z2 U3 V4 W5 E6:7:8:9.

Complementàriament també cal assignar controladors als quatre extrusors que enviaran material cap als capçals, així com una sèrie de paràmetres que definiran els moviments de la impressora 3D amb els 4 capçals independents. Entre ells hi ha el posicionat dels finals de cursa, els valors límits de velocitats, acceleracions, i de variació d'aquestes, etc. També cal definir paràmetres relacionats amb el fet de disposar més d'un capçal en un sol eix, i per això cal informar sobre com anar a la posició de pàrquing (*homing*), així com donar la distància de seguretat entre capçals per a que no es produeixi cap col·lisió, tal com mostra la Figura 311, i definir el procediment de canvi de capçal actiu, doncs implica engegada i aturada de ventiladors, activació d'extrusors per a fer retrocés i avanç de filament per a purga inicial. La darrera prevenció consisteix en establir els *offsets* per als quatre extrusors, és a dir, les distàncies entre l'origen de coordenades del sistema i la posició inicial de cada eina o capçal. Un d'aquests *offsets* és la distància entre els broquets muntats a diferents barres, que els diferencia en la direcció Y (veure novament la Figura 311).

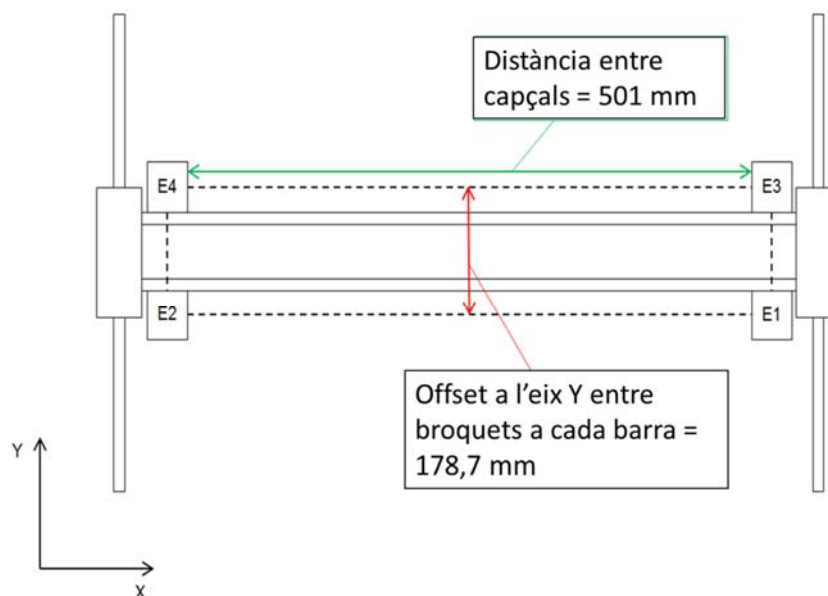


Figura 311. Esquema en planta dels capçals (E1 a E4) on s'han referenciat algunes de les distàncies entre elements. Font: [351] i pròpia.

Un cop finalitzat el desenvolupament experimental d'aquesta plataforma IQuEX, la següent etapa és la calibratge i proves.

9.2.4 Calibrat, proves i conclusions del sistema IQuEX

Després de nombrosos ajustaments, es va posar en marxa el sistema, superant les dificultats pròpies de la transformació aplicada a la impressora 3D i que per brevetat s'obvia en aquest document. A la Figura 312 s'aprecia tant el sistema mecànic de quatre capçals com el control de la impressora 3D.

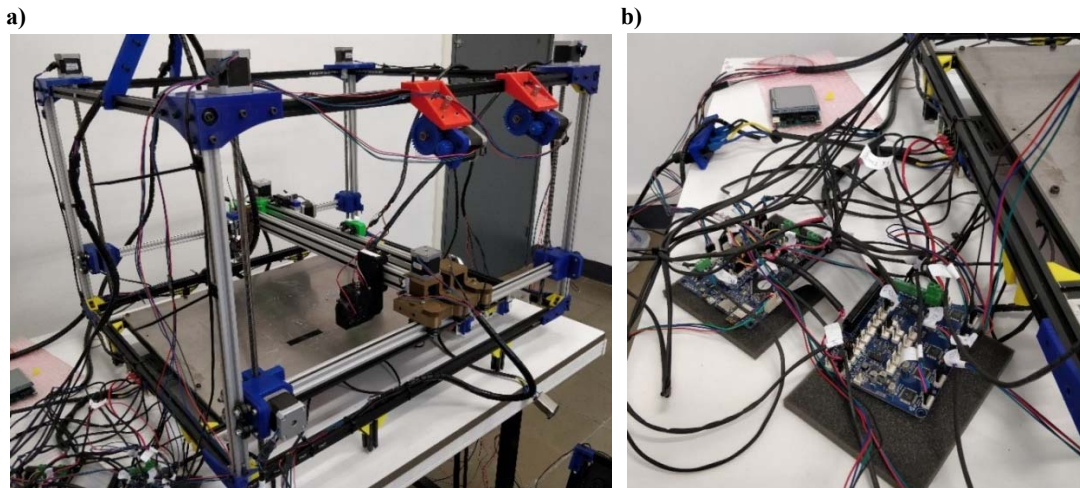


Figura 312. a) Prototip d'impressora 3D sota concepte IQuEX. b) Control basat en plaques electròniques Duet Wifi® i Duex5® . Font: [351].

El primer pas és comú a la posada a punt d'un sistema IDEX, i correspon a verificar que tots els capçals es mouen i assoleixen posicions sota el mateix sistema de coordenades. Es tracta d'ajustar offsets en el sistema de control bàsicament en la direcció X. Després de primeres proves realitzades amb punters (sense encara fer extrudir material), es dona per vàlid aquest punt, a l'espera de verificar-lo tot imprimint peces multimaterials que constatin el bon encaix entre les aportacions de cada capçal. A continuació, es tracta ja de verificar el correcte treball de deposició dels capçals, que en l'equip experimental són simultàniament un total de 4, podent optar entre quatre de filament, o 3 de filament i un de líquid per facilitar la impressió 3D amb materials molt tous.

Aquest darrer capçal, quin disseny s'ha mostrat a les Figures 306 a 308, s'ha materialitzat en paral·lel a la posada a punt de la impressora 3D IQuEX. L'execució d'aquest s'ha fet en bona part fent les peces a les impressores 3D de l'Espai de Fabricació Digital a l'ETSEIB-UPC, mostrant-se el resultat a la Figura 313.

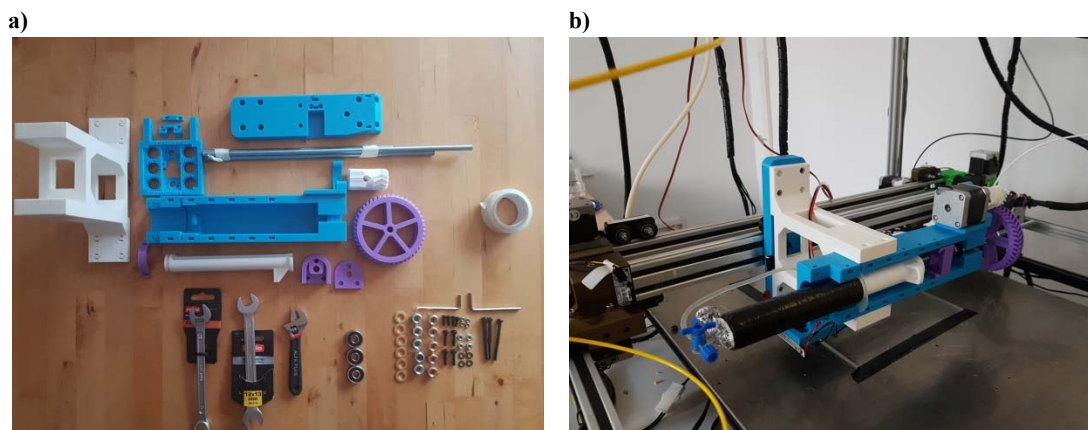


Figura 313. a) Peces que formen el capçal de deposició de líquid. b) Capçal ja muntat a la impressora 3D IQuEX . Font: [353].

Un dels punts que més atenció ha necessitat és el relatiu al sistema de *leds* encarregats d'aportar l'energia lumínica en forma de llum UV per al curat dels líquids a dipositar. A la Figura 308 es mostraven aquests, així com el disseny del suport on farien la seva funció. A la següent Figura 314 es mostra, tant el seu muntatge al suport materialitzat, com la verificació del seu funcionament. El circuit elèctric ha precisat d'un control manual per a la seva activació en haver exhaurit a la placa les possibilitats d'afegir més senyals a controlar. En qualsevol cas, la prova de funcionament en continu va determinar que la temperatura que assolien no representava cap risc, de forma que en teoria es podria deixar permanentment activa la llum si fos un inconvenient el seu control manual. L'últim pas ha estat situar i fixar l'agulla, passant pel forat central del suport de *leds*, per així dipositar el material que aquests solidificaran.

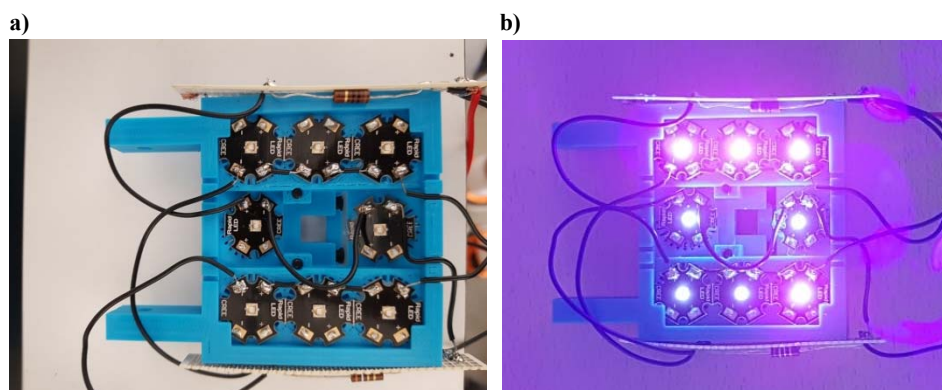


Figura 314. a) Els LEDs i el seu circuit ja muntats al suport. b) Prova de funcionament dels LEDs. Font: [353].

Per a un correcte treball d'aquest capçal ha calgut algunes activitats complementàries, com protegir de la llum tot el circuit – xeringa i tub –, tal com mostra la Figura 315, a fi d'evitar la catalització prèvia a la deposició, que suposaria l'obturació del circuit. Fet això, s'han dut a terme les primeres proves de deposició, validant els paràmetres de

dispensació adaptats al disseny del sistema de xeringa, diferents als corresponents per a extrusió en capçals de filament.

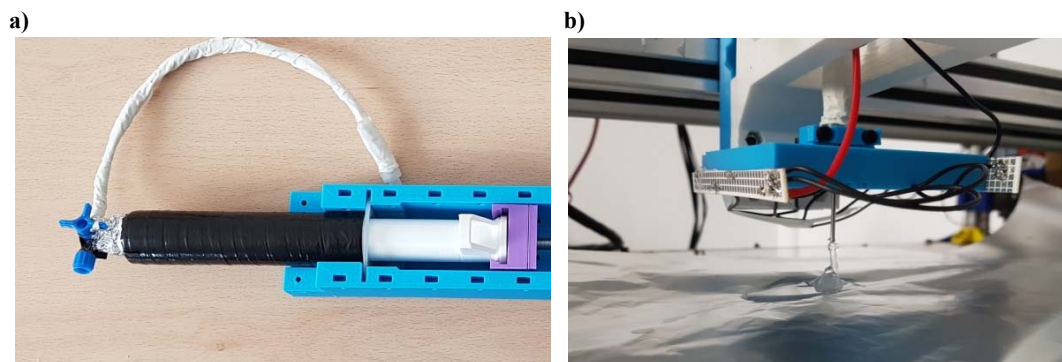


Figura 315. a) La xeringa i el tub protegits de la llum. b) Prova de deposició. Font: [353].

Un cop tot el sistema és a punt per treballar, s'han repetit les mateixes proves que les efectuades al capítol anterior per al concepte de silicona catalitzable per UV, donat que en aquell concepte el sistema de curat es basava en l'eficaç, però poc pràctic, punter làser Acticure 4000®. Les primeres proves s'han efectuat fora de la màquina, posant a punt de forma separada el sistema d'il·luminació. Per a això s'ha utilitzat novament la silicona 3013R de Threebond® així com resina per a estereolitografia. El total de proves efectuades es detalla breument a continuació:

- S'activa únicament el motor de l'èmbol. El líquid flueix bé, sense pèrdues. L'agulla utilitzada és de 0,8 mm., i la velocitat d'extrusió és de 60 mm/s. El flux és continu, i els *leds* catalitzen la resina fotopolimeritzable tal com va sortint.
- Es redueix la potencia dels *leds* en un 25%, estimant que la solidificació era massa ràpida a la prova anterior. Es programa la impressió d'un prisma rectangular, i mantenint la resta de paràmetres anteriors, es programa un avanç del capçal de 120 mm/s. S'aconsegueix una deposició continua de material després d'uns instants inicials de degoteig, però la potencia dels *leds* es revela insuficient, davant l'elevada velocitat del capçal. A la zona central, on la llum actua més temps, la qualitat és millor, formant-se una estructura vertical amb l'altura prevista.
- Es repeteix la prova amb el 100% de potencia als *leds*, donant com a resultat una millor qualitat al perímetre de la peça. Els defectes que es produeixen són associats a l'inici del procés d'extrusió, on es té una deposició per gotes, en lloc de tenir un flux continu.
- Es varien radicalment els paràmetres d'impressió, fins i tot l'agulla (0,6 mm.) per observar-ne el resultat: es baixa la velocitat d'extrusió de 60 mm/s a 10 mm/s, i la velocitat del capçal de 120 mm/s a 10 mm/s. Únicament es manté la potencia dels *leds* al 100%. L'objectiu és evitar els dos extrems: un flux continu que no permet una solidificació òptima, i una deposició per gotes grans i distanciades excessivament entre elles, com s'ha observat en els moments inicials de la dispensació. El resultat, però, és que, després d'un breu temps, la resina queda solidificada en sortir de l'agulla i acaba obturant la sortida. Inclús reduint la potencia dels *leds*, el fenomen es repeteix. I, donada la baixa velocitat de desplaçament, el

primer material que es diposita (previ al bloqueig per obturació) ho torna a fer en forma de gotes separades en lloc del fil continu desitjat.

- Mantinent la mateixa agulla i la potència màxima als *leds*, s'ajusten a l'alça les velocitats, imposant una extrusió de 40 mm/s i un desplaçament de 40 mm/s. Ara la deposició es fa per gotes, malgrat encara queden lleugerament distanciades. Això podria ser acceptable, però es detecta que els *leds* no arriben a fer la seva feina i la resina no està prou curada quan arriba el moment de fer una nova capa.
- Es varia un nou paràmetre a partir del resultat anterior: la distància dels *leds* al punt de deposició, estimant que, d'aquesta manera, una part més gran de l'energia emesa pels *leds* podrà actuar sobre el líquid. S'executa, llavors, un disseny basat en allargadors per connectar la placa de *leds* al capçal uns 23 mm més avall, tal com mostra la Figura 316. Es manté una distància de seguretat a la base d'uns 7 mm.

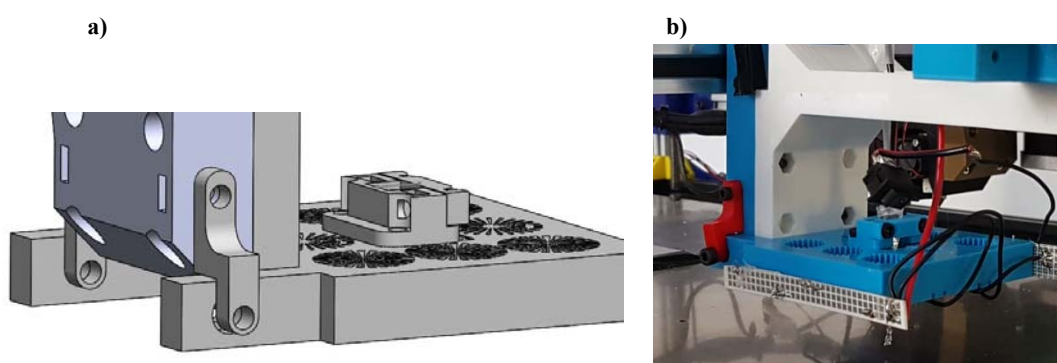


Figura 316. a) Imatge CAD del suport de *leds* i de la solució de connexió al capçal. b) Prototip de la solució. Font: [353].

Amb aquesta configuració física s'han realitzat proves simples per només validar el funcionament, aconseguint formar estructures bàsiques tridimensionals, tot movent-se en paràmetres propers als últims utilitzats, i validant que es podria dur a terme amb èxit un estudi específic per a integrar aquest capçal amb els altres capçals de filament, arribant a l'objectiu desitjat de multimaterialitat. La Figura 317a mostra una d'aquestes proves executada, en que s'aprecia una estructura rectangular de 4 mm d'altura format per la superposició de capes correctament curades de resina fotopolimeritzable. No es pot ser conclouent quant a la qualitat del sistema de dispensació utilitzat, i en una extensió del treball de recerca sobre el equipament s'ha abandonat aquest sistema de xeringa, d'altra banda molt intrusiu, i s'està provant una solució basada en una bomba de cavitats progressives comercial com les mostrades a 5.3.2.3. (veure Figura 317b). Es deixa per a una futura recerca l'adaptació dels paràmetres a materials com les silicones UV de baixa duresa i hidrogels amb catalitzadors UV, quin comportament reològic fa preveure diferents valors òptims de paràmetres, respecte als ajustats per al material usat en la posada a punt realitzada del capçal.

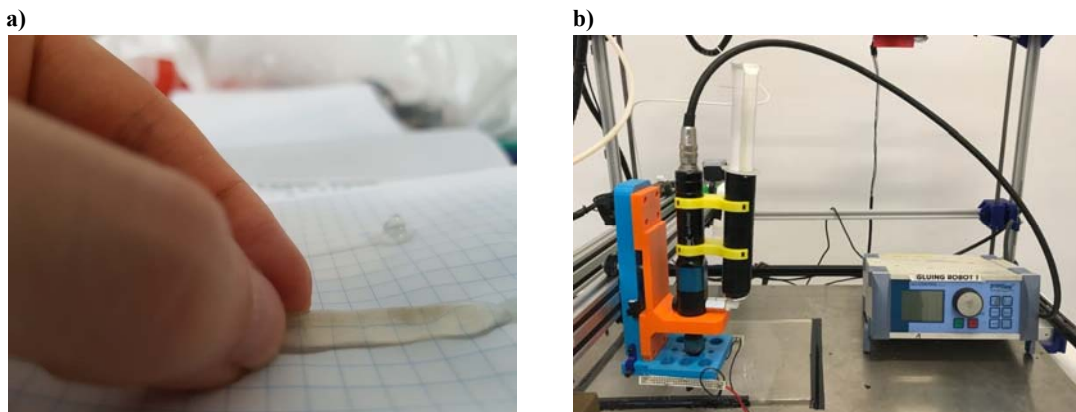


Figura 317. a) Detall d'un exemple de prova efectuada. b) Proves amb bomba de cavitats progressives.
Font: [353] i pròpia.

Un cop s'ha detallat l'activitat amb el capçal destinat a la deposició de líquids, es fa un breu repàs a la posada a punt dels quatre capçals de filament. Tot i que l'equip original ja portava dos capçals, ha calgut canviar broquets, ventiladors, instal·lar nous sistemes *Bowden*... fins a deixar tots quatre capçals en disposició de poder extrudir filament. El treball d'ajust ha permès validar el funcionament d'una impressora 3D amb quatre capçals independents, malgrat que els problemes d'ajustament dels diferents capçals han impedit realitzar peces gaire complexes. Aquestes dificultats han tingut, però, més a veure amb problemes clàssics de fiabilitat de components que amb el concepte de separar capçals X independents suportats a una mateixa barra. Les proves, en curs en el moment de cloure la present recerca, es centren en provar com capçals situats en barres diferents han donat lloc a geometries ben acabades, amb bon acoblament entre la geometria feta per cada capçal. La Figura 318 mostra el prototip experimental en la fase d'ajust dels quatre capçals independents usant filament tots ells, així com primeres peces realitzades usant PLA de quatre colors diferents.

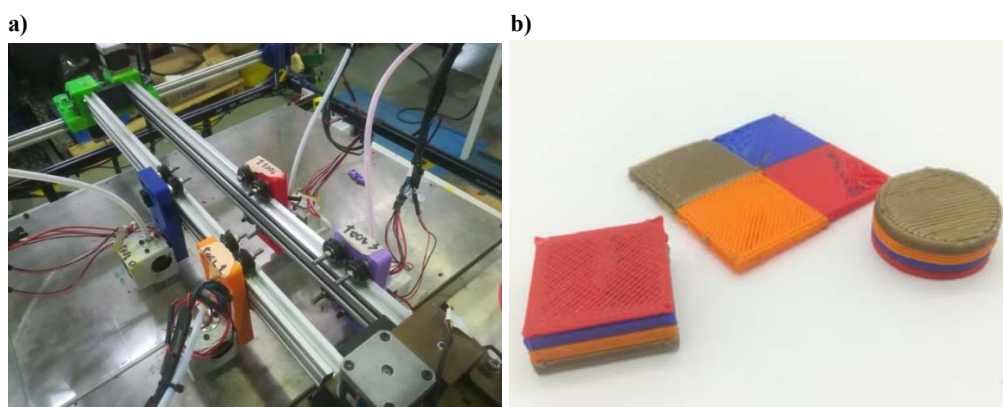


Figura 318. a) Equip experimental amb quatre extrusors independents de filament. b) Peces obtingudes en primeres proves.
Font: pròpia.

Com a conclusió, és d'interès fer constar que, ja al marge de la present tesi, continua el treball de recerca basat en el progrés de l'equip experimental desenvolupat. La disponibilitat de 4 materials obre des del present moment la porta a nombroses proves

experimentals vinculades a millorar la potencialitat de la impressió 3D de sobretaula, donant una nova perspectiva als futurs casos d'assaig de prototips quirúrgics. Al capítol 6, els casos reals recopilats ja permetien intuir les possibilitats que un nou sistema podria proporcionar.

Només com a mostra del nou camp experimental que s'obre, es detallen algunes de les proves a efectuar (ja fora l'abast de la present recerca) per materialitzar prototips amb tumors dels que s'ha de fer resecció:

- Proves amb 4 filaments: un d'ells es reserva per a filament PVA a fi de fer suports i eventualment el tumor, que es faria buidat, amb un gruix de paret de 3 mm, allotjant suports a l'interior del mateix material. Els altres 3 filaments serien de filaments de diferents colors, en materials diferents al PVA a seleccionar entre els ja estudiats: PLA HT, ABS, TPU...
- Per donar resposta a la necessitat de diferents colors sense sacrificar la multimaterialitat, un dels quatre capçals respondrà a algun dels conceptes desenvolupats a 8.3 i 8.4, referits a barreges passives o actives en el capçal, o integrar de forma provisional alguna de les solucions ja presents al mercat, com alguna de les mostrades a 4.1.2, basades en multifilament i monoextrusor. Això soluciona, en bona part, la necessitat d'un material en mode multicolor, de manera que, en el cas del prototip d'un fetge, el sistema vascular en tres colors seria tasca d'un sol capçal que treballaria amb tres filaments de colors vermell, blau i lila. Un altre capçal es seguiria reservant per a fer suports en PVA, i si fos precís també el tumor o al menys el seu interior. Sobre els altres dos capçals, les combinacions són infinites: des de filaments rígids per modelar referències anatòmiques a sistemes de deposició de líquids ftopolimeritzables (silicona, hidrogel...), per exemple a fi de donar una consistència prou tova a la massa de l'òrgan.
- En aquest sentit, obtenir la massa de l'òrgan per impressió 3D en lloc de per emmotllament (com a 8.7) fa possible modelar els vasos sanguinis en un material no rígid, sense temor a que es "despengin" dins d'un motlle, de forma que es dona satisfacció a un dels requeriments que va aparèixer al llarg dels casos exposats al capítol 6: la rigidesa dels vasos és un mal conseller per deduir quin percentatge de recessió es podrà fer del tumor. En aquest cas el capçal multicolor utilitzarà filaments elastomèric, i el cirurgià podrà apartar els vasos a mesura que avanci l'eliminació de tumor, tal com succeiria a l'operació real.

Aquests exemples són només una mostra de la nova perspectiva que obre la disponibilitat d'un equipament de sobretaula que avança en la multimaterialitat i que es basa en els conceptes explorats, i que suposa un canvi de les regles de joc en impressió 3D de sobretaula.

10 Conclusions

En aquest darrer capítol és moment d'associar els objectius de la present tesi amb els resultats que els diferents capítols han anat proporcionant.

L'objectiu general que ha guiat l'activitat ha consistit en explorar diferents línies de fabricació additiva basades en tecnologies de codi obert, sobretot del tipus de Fabricació per Filament Fos (FFF, *Fused Filament Fabrication*) i també de deposició de líquids, orientant el camp de la seva aplicació a prototips mimètics amb el cos humà – quina caracterització també ha estat un aspecte essencial – a fi de ser utilitzats en el marc de la planificació quirúrgica d'operacions de resecció de tumors, ajudant tant a determinar la seva viabilitat com, en cas positiu, entrenar-se per a dur-la a terme, tot anticipant els perills que sorgiran.

Per a això, la tesi s'ha desplegat en la realització de tres activitats principals, que han acabat sent estructurades en tres blocs:

- Establir els requeriments tècnics d'un prototip d'assaig quirúrgic, per tal que els cirurgians hi treballin obtenint la màxima utilitat.
- Explorar la viabilitat de les tecnologies d'impressió 3D basades en la Fabricació per Filament Fos i similars (líquids que solidifiquen en la deposició per a l'obtenció de prototips mimètics amb el teixit viu).
- Conceptualitzar metodologies i sistemes de fabricació additiva multimaterial aplicables al prototipatge de teixits vius.

D'aquesta manera, en els propers apartats es detallen, primerament, els resultats aconseguits a cadascun d'aquests tres blocs en els que s'ha estructurat la recerca:

- Bloc 1: La Fabricació additiva i la mimetització de teixits vius.
- Bloc 2: Bases per a la impressió 3D de models d'assaig quirúrgic: tecnologies i experiències.
- Bloc 3: Exploració de línies tecnològiques per a impressió 3D multimaterial.

Com a resultat derivat de tota la recerca efectuada, es fa llavors una descripció de com hauria de ser una impressora 3D multimaterial per a fer prototips d'assaig quirúrgic. L'execució d'un equipament podria integrar-se dins d'una nova tesi doctoral i, de fet, a continuació es detallen suggeriments per a noves línies d'activitat investigadora. Per acabar, unes notes finals tanquen aquestes conclusions.

10.1 Conclusions del Bloc 1

El Bloc 1, dedicat a la Fabricació additiva i la mimetització de teixits vius, s'ha iniciat amb la descripció de l'estat de l'art, detallant les tecnologies existents i la seva aplicació a l'entorn mèdic. Una d'elles, la Fabricació per Filament Fos – i complementàriament la deposició de líquids associada a mitjans d'impressió de sobretaula propis de la FFF –, ha centrat l'atenció per dos factors: la multimaterialitat i l'accessibilitat de la tecnologia.

- La multimaterialitat és una exigència dels prototips d'assaig quirúrgic, han de contenir elements de característiques físiques diferenciades. S'ha constatat l'escassetat d'aplicacions multimaterials a la impressió 3D.
- El cost ha de ser competitiu per facilitar l'extensió a l'àmbit hospitalari. Hi ha sistemes industrials que permeten fer prototips multimaterials, però amb limitacions i a un cost molt elevat que en limita l'ús a casos excepcionals.

Abans d'abordar la recerca en noves estratègies i materials d'impressió 3D que superessin aquestes dificultats, s'ha treballat en el problema base, que és l'especificació del que suposa un prototip d'assaig quirúrgic que sigui mimètic respecte els teixits vius.

Així, com a resultats del Bloc 1, s'han establert per primer cop unes bases de caracterització dels teixits vius per donar suport a la selecció de materials que els puguin mimetitzar en un procés de fabricació additiva, a efectes de millorar l'experiència d'assaig dels cirurgians:

- La recerca s'ha centrat en la caracterització d'òrgans tous, allunyats del caràcter rígid dels materials majoritàriament usats en impressió 3D. De forma successiva, s'ha tractat paràmetres com la densitat, la viscoelasticitat, l'abordatge i caracterització a la indústria dels materials tous (gelatines, carns pel consum, maduració de fruita...), l'estudi del mòdul elàstic de teixits tous i vasos, la duresa d'aquests, i la mimetització de fluids com la sang. Aquesta recopilació és, segurament, un dels resultats més interessants de la present recerca, i aprofundir en ella és una proposta per a una possible futura tesi: l'estructuració i aprofundiment del contingut d'aquest apartat permetria definir millor, sota el prisma del cirurgià que fa l'assaig, la qualitat del mimetisme d'un prototip.
- S'ha fet una proposta de valors característics de mòdul elàstic, duresa i densitat per a diferents teixits, a fi de servir de primera guia en la tria de materials industrials que els puguin mimetitzar, associat al fet que són paràmetres que poden ser obtinguts de les seves fitxes de característiques tècniques.
- S'han acotat les limitacions del plantejament, vinculades amb les simplificacions fetes en pro d'arribar a primers resultats que obrin camí, en no haver-hi antecedents de la línia treballada pel doctorand. Els valors característics de mòdul elàstic, duresa i densitat proposats de diferents teixits són una referència qualitativa per facilitar l'avenç, i en el futur es complementaran amb altres paràmetres que, per exemple, caracteritzin el comportament al tall (a fi de mimetitzar l'experiència de treball amb el bisturí). El primer pas en la direcció correcta s'ha donat, i ja s'estan realitzant noves activitats de recerca de continuïtat a la present tesi. Per exemple, mitjançant

assaigs DMA, s'estan determinant valors associats al caràcter viscoelàstic dels teixits tous i dels materials industrials que els han de mimetitzar.

- S'ha assenyalat la perspectiva d'aconseguir una mimetització absoluta dels teixits per la via de connectar la informació vòxel a vòxel d'imatges DICOM a futurs sistemes d'impressió 3D multimaterials capaços de dipositar el material que pertoca a cada vòxel. En paral·lel es generaria una base de dades de valors de mòdul elàstic de teixits correlacionats amb materials, i anar polint aquesta correlació tant per sistemes d'assaig d'enginyeria com per l'opinió dels cirurgians que utilitzessin els prototips.
- S'ha dedicat també atenció a l'esterilització dels prototips impresos en 3D per ampliar el seu rang d'utilització, no sols abans de la intervenció quirúrgica, sinó també en el moment d'aquesta: els cirurgians volen tenir tots els elements possibles a l'abast, i això suposa poder "consultar" els prototips dins del quiròfan. L'esterilitat dels prototips afecta a la seguretat dels pacients, i s'han fet proves exploratòries amb diversos materials i sistemes d'esterilització habituals als hospitals. S'ha constatat la necessitat que, per aplicar la tecnologia FFF per obtenir prototips d'assaig quirúrgic, és oportú utilitzar una franja restringida de materials que suportin els procediments tèrmics més habituals d'esterilització disponibles als hospitals: són termoplàstics que permeten disposar de temperatures HDT de 90°C i superiors. Per a reproduir zones toves usant líquids, el panorama es complica si es vol esterilitat basada en procediments tèrmics: ni les resines fotopolimèriques habitualment usades en fabricació additiva, ni els hidrogels que s'estan estudiant d'aplicar, podran resistir. En canvi, de forma general les silicones ho podran fer, però no s'ha estudiat específicament aquest punt a la present tesi.

10.2 Conclusions del Bloc 2

El Bloc 2 ha entrat en l'exploració sobre les diferents formes d'abordar la impressió 3D mitjançant Fabricació per Filament Fos, on l'activitat creativa està sent molt intensa, part d'ella fora dels circuits acadèmics. Al respecte d'això, i més enllà d'una ampliació específica de l'estat de l'art en impressió 3D de sobretaula, s'ha fet un exercici de classificació de processos des del punt de vista de la multimaterialitat (Figura 53), que s'inicia en la diferenciació entre les solucions multibroquet i les de barreja al capçal, amb totes les seves subvariants existents. Aquesta exploració s'ha usat de base per a deduir els conceptes més prometedors sobre els quals aprofundir al següent Bloc 3. L'estudi sobre equips s'ha complementat amb l'estudi de materials, focalitzant en les tipologies de filaments que més es podrien alinear amb les necessitats detectades de mimetització de teixits tous.

Com a resultats del Bloc 2, la recerca s'ha focalitzat en l'àmbit dels materials líquids i els procediments per aplicar-los a la fabricació additiva, donada la limitació dels filaments plàstics per mimetitzar, per sí sols, tota la diversitat de teixits vius, sobretot els més tous.

- S'han detallat els líquids susceptibles de ser utilitzats en impressió 3D, centrant-se en la seva capacitat de solidificar proporcionant parts de baixa duresa. S'han descrit silicones, cautxús, poliuretans, hidrogels i resina fotopolimeritzable – l'únic material usat actualment en impressió 3D industrial per a proporcionar prototips multimaterials –, ressaltant els escassos desenvolupaments per a impressió 3D trobats.
- S'ha explorat els diversos camins per usar aquests líquids en processos d'impressió 3D. Fins a 9 sistemes de deposició han estat considerats, agrupats en quatre subapartats: xeringues, bombes, vàlvules i un darrer per a líquids bicomponents.
- S'ha mostrat la complexitat del treball amb líquids, amb problemàtiques allunyades de la simplicitat del treball amb filaments, sent l'obstrucció dels broquets de deposició, la dificultat d'una dispensació homogènia i regular, i una solidificació no immediata, tres dels factors que ajuden a explicar el fet de l'escàs desenvolupament de solucions basades en líquids vinculades a la tecnologia FFF, per bé que aquesta via està en creixement i desperta l'interès de fabricants de matèries primeres, que, d'altra banda, contrasta amb la poca accessibilitat a aquests materials fora dels grans circuits industrials.
- S'ha determinat formes d'imprimir materials molt tous, encara que, tal com s'ha vist, queden compromesos els dos factors citats al principi: la multimaterialitat i l'accessibilitat tecnològica de les solucions. Dues d'elles tenen a veure amb la cancel·lació de l'efecte de la gravetat en el procés de construcció per capes – es tracta d'evitar el col·lapse pel pes propi –, i una tercera usa la congelació per mantenir la consistència en el procés de construcció.
- S'ha introduït un recurs existent al qual s'ha donat recorregut en el següent Bloc 3, consistent en l'emmotllament en estructures impreses en 3D.

A la darrera part del Bloc 2 es recull l'exposició de fins a sis casos reals de col·laboració amb l'HJSD. Aquests representen una selecció prou representativa dels casos en els quals el doctorand, liderant l'equip del CIM UPC dedicat a aquesta activitat de recerca, innovació i transferència tecnològica, ha intervingut al llarg dels darrers anys. L'origen es troba en la dificultat de l'abordatge d'operacions de resecció de tumors infantils com el neuroblastoma, i a la iniciativa del Dr. Lucas Krauel, que havia tingut coneixement de les possibles aplicacions de la impressió 3D a partir de la materialització d'imatges mèdiques procedents de TAC i RM. El primer repte aconseguit va ser posar a la seva disposició un model d'assaig quirúrgic on el tumor es materialitzava amb un material tou, facilitant l'assaig d'extreure'l, evitant seccionar els vasos sanguinis embeguts. Realitzat en tecnologia industrial multimaterial, i amb un cost elevat que limitava la seva aplicació a casos crítics excepcionals, va estimular efectuar la present recerca.

Els següents casos registren la integració de l'aprenentatge que la recerca anava proporcionant. A cada cas s'afegien prototips complementaris per facilitar la planificació quirúrgica, realitzats en diverses tecnologies d'impressió 3D, des de la SLS a, sobretot, la FFF. Els beneficis d'aquests prototips anaven més enllà de la preparació dels cirurgians, constituint una excel·lent eina de comunicació amb les famílies dels pacients i de formació per a metges. També es va constatar com el pas previ al prototip, el modelat CAD tridimensional, era ja una eina potent per familiaritzar-se amb el cas i sol·licitar prototips més específics, orientats a avaluar un paràmetre estratègic: el percentatge estimat de tumor que la intervenció podria eliminar, i que marca la decisió sobre si dur a terme l'operació o no.

Com a resultats associats a aquesta darrera part del Bloc 2 s'ha vist que:

- Un prototip destinat a donar suport a la planificació quirúrgica requereix materials molt diferents. Els cirurgians poden guiar als enginyers en el camí d'obtenir prototips més mimètics amb avaluacions qualitatives que requereixen ser transformades en paràmetres mesurables tal com s'ha mostrat al Bloc 1.
- Una impressora 3D que permeti fer prototips multimaterials ha de poder combinar, basada en l'estructura d'una impressora FFF, tant materials de tipus filament com líquids, tot aplicant conceptes evolucionats respecte l'estat de l'art.
- La progressiva introducció de tecnologies d'impressió de sobretaula en els prototips fa possible l'objectiu plantejat a la tesi de millorar l'accessibilitat a la tecnologia de fabricació additiva als hospitals.
- Seguir comptant amb l'experiència directa dels cirurgians, basada en tants casos reals com sigui possible, és clau per validar qualsevol nou progrés. Actualment, amb aquest suport, es continuen línies obertes a la present recerca, com l'aplicació d'hidrogels per mimetitzar masses d'òrgans així com filaments elàstics per reproduir els vasos sanguinis, prioritzant una millora de la simulació de la resecció.

10.3 Conclusions del Bloc 3

El Bloc 3 ha tingut per objecte l'exploració de conceptes de sistemes d'impressió 3D, quins requeriments es recopilen al principi del bloc, i que defineixen un equip d'impressió 3D multimaterial de sobretaula orientat a l'obtenció de prototips d'assaig quirúrgics d'oncologia. La recerca no es va enfocar per a arribar a una solució única: l'aprenentatge fet en paral·lel en base a casos reals de l'anterior capítol, va fer veure que no tenia per què existir una impressora 3D ideal: els cirurgians requerien de prototips fets amb medis tecnològics diferents, i inclús alguns no tenien per què ser mimètics (com quan demanaven que un òrgan fos transparent).

Aquesta exploració s'ha executat al llarg dels darrers cinc anys i, amb el suport dels mitjans del CIM UPC i de l'activitat associada a projectes finals d'estudis d'estudiants de la UPC, ha permès investigar fins a 8 conceptes: Capçal revòlver, Broquets convergents, Materials creuats, Barreja en el capçal, Multideposició de líquids per a catalització de poliuretà, Deposició de silicona, Deposició de silicona UV i Prototips de baixa consistència en motlle FFF.

La primera part del Bloc 3 ha facilitat, llavors, els següents resultats:

- S'han fet dos nivells d'avaluació d'aquests conceptes. El primer, un cop descrits, ha considerat els avantatges i inconvenients, el nivell de multimaterialitat i de novetat respecte a l'estat de l'art de cadascun d'ells. Això ha permès fer una primera classificació que ha donat pistes sobre el seu grau d'interès. El segon nivell d'avaluació s'ha fet un cop tots els conceptes han estat desenvolupats, i ha tingut com a objectiu establir quins d'ells podien passar a una fase de construcció d'un equipament experimental. Els criteris utilitzats han estat el seu interès, la dificultat tècnica i el grau d'incertesa respecte a l'assoliment dels objectius de la recerca. D'aquesta manera, s'han descartat dos d'ells – materials creuats i catalització de silicona – i s'ha progressat en els altres sis.
- Com a conclusió d'aquest estudi previ al pas a fase de construcció, es sintetitza a continuació el punt d'interès clau de cada concepte:
 - Capçal revòlver: multimaterialitat basada en capçals totalment independents però transportats junts per una sola estructura.
 - Broquets convergents: més compacte i simple que el capçal revòlver, però amb menor nombre de materials.
 - Barreja en el capçal: solució encara més simple en fer-se l'extrusió per un sol broquet, per bé que la multimaterialitat serà limitada (paràmetres d'extrusió no diferenciables).
 - Catalització de poliuretà: integrar materials més tous que la majoria de filaments als prototips.
 - Silicones UV: catalització immediata, aconseguint prototips amb parts toves mitjançant impressió 3D.
 - Prototips de baixa duresa en motlle FFF: prototips amb parts encara més toves si cal, salvant la problemàtica de pretendre empilar capes de líquids.

A la part central del Bloc 3 s'ha detallat l'execució dels equipaments experimentals i proves en base a aquestes línies de treball, on el nexa comú és la seva compatibilitat amb l'objectiu d'acostar la tecnologia als hospitals. Per exemple, un nou tipus de capçal, ja sigui de filament o líquid, pot ser ubicat a l'estructura d'una impressora 3D de sobretaula de tipus FFF, donant compliment al requeriment d'accessibilitat de l'equipament. Els resultats aconseguits per a cadascuna de les línies es sintetitzen a continuació:

- Capçal revòlver: s'ha constatat la complexitat mecànica de la rotació en paral·lel, junt amb la simplicitat de control del sistema. Per anar més enllà és clau treballar l'aspecte de la rigidesa estructural per mantenir el punt geomètric de deposició. Com a inconvenient, cal destacar la productivitat limitada derivada del seu gran volum.
- Broquets convergents: el resultat dels experiments ha justificat l'interès en el concepte, per bé que sembla difícil aconseguir fer convergir més de quatre materials en un punt. Un aprofundiment en la recerca hauria de trobar solució a les dificultats que genera la deposició no vertical dels broquets.
- Barreja passiva i activa en el capçal: s'ha arribat a notables avenços pel que fa a electrònica i control, i el treball per a ajustar els paràmetres de treball ha estat intens, incloent simulacions virtuals i càlculs. La seva simplicitat paga un preu alt: no es considera una solució apta per a combinar filaments que precisin paràmetres d'extrusió diferents, i menys que permetin combinar líquids i filaments. Però és el camí més pràctic per fer prototips de colors diferents basats en un sol tipus de material.
- Catalització de poliuretà: els prototips experimentals dels diferents conceptes van ser fets tant per obrir vies com per certificar la poca oportunitat de seguir-les, i aquest ha estat el cas del treball amb poliuretà com a material per a la impressió 3D. La discontinuïtat de la deposició en els processos d'impressió 3D, que en el poliuretà acaba provocant el seu bloqueig per catalització al broquet, tal com també passava amb silicones de catalització per platí i RTV, s'ha revelat com un gran obstacle per a un material excel·lent per a treballs de deposició contínua. El demostrador ha estat útil per desenvolupar un capçal de barreja activa de líquids.
- Silicones UV: es tracta del millor camí detectat per a assolir les baixes dureses requerides al prototips, a manca de progressar igualment amb hidrogels UV. Conseqüentment, i tal com s'ha comentat, s'hi està donant continuïtat actualment.
- Silicona en motlle FFF: l'exploració d'aquest concepte ha reflectit que hi ha oportunitats per a mètodes tradicionals (colada en motlle) tot aprofitant els mitjans que proporciona la impressió 3D (motlles impresos en tecnologia FFF), representant una opció per estalviar-se el difícil procés d'impressió 3D de masses toves. S'ha refinat metodologies ja existents, s'ha experimentat amb silicones i amb acabats interns en motlles impresos. De fet, s'ha aplicat aquest concepte en casos reals en el marc de la recerca.

Com a resultat global del treball realitzat en les diferents línies en aquesta part central del Bloc 3, s'ofereixen les següents conclusions:

- Els capçals creats per a il·lustrar diversos conceptes podrien substituir als actuals capçals monofilaments d'equips d'impressió 3D, guanyant la capacitat de fer prototips multimaterials.
- Els conceptes basats en líquids han deixat la porta oberta al progrés de la impressió 3D de parts toves amb silicones (i/o hidrogels que catalitzen ràpidament amb llum ultraviolada).
- No es pot afirmar que s'hagin explorat tots els conceptes possibles, però de manera prou ampla i sistemàtica s'ha fet una aportació de coneixements i experiències com per considerar-se més a prop de disposar d'una solució d'impressió 3D multimaterial per a equips de sobretaula.

Com a síntesi de l'activitat realitzada, a la darrera part del Bloc 3 s'ha explorat les estratègies per a poder disposar una impressora 3D que permetés integrar una pluralitat de solucions, disposant tant de material en forma de filament com de líquid, així com variants dintre d'aquestes categories. Els resultats d'aquesta darrera secció es condensen a continuació:

- Es determina que la millor via de progrés és la de mobilització de capçals independents, i per això s'ha mostrat dues estratègies: la derivada de la tecnologia IDEX, de la qual el CIM UPC ha estat pioner a través del projecte BCN3D, i la basada en canvi d'eina, tal i com implementen moltes solucions de fabricació de control numèric.
- Pel que fa a la primera estratègia, es conceptualitza com es podria passar dels dos capçals independents actuals que implementen cada cop més impressores 3D, a solucions amb 4 i més capçals independents: s'han definit així els conceptes IMEX (Independent Multiple EXtruders), i dins d'aquest l'IQuEX (Independent Quad EXtruder), del qual es materialitza un prototip.
- Pel que fa a la segona estratègia (canvi d'eines), s'ha mostrat el progrés tecnològic que s'està produint actualment, de forma que no és clar quina de les dues estratègies acabarà sent la que implementin les impressores 3D multimaterials del futur.

El prototip materialitzat del concepte IQuEX ofereix, per la seva banda, aquests resultats:

- Suposa la materialització una impressora 3D amb 4 capçals independents, de la qual no hi ha antecedents coneguts, i d'altra banda es desenvolupa un capçal amb sistema de xeringa i *leds* per dipositar silicona UV per ser integrat en aquesta impressora.
- Al seu control s'integra una solució electrònica de darrer nivell, programant-se en aquesta, per primera vegada, el control independent dels quatre capçals, executant-se aquest, tant des d'una pantalla tàctil acoblada a la electrònica, com des d'una aplicació en un telèfon mòbil.
- No es presenta com una solució tancada, sinó que pot ser adaptada a necessitats diferents. Res limita la imaginació de disposar de tants capçals com es vulgui, o que aquests puguin dipositar materials tan heterogenis com els necessaris per aconseguir la mimetització que qualsevol cas de prototipatge per a assaig quirúrgic determini.

Agrupant els resultats d'aquest Bloc 3, s'ofereixen les conclusions següents:

- La recerca feta demostra la factibilitat de materialitzar un equipament d'impressió 3D de sobretaula, de cost limitat i amb la capacitat de realitzar peces multimaterials, per al qual hi ha estratègies i conceptes prou diversos pel que fa a la seva configuració.
- Pel que fa a materials, cal incorporar tant filaments que donin parts rígides o parcialment toves, com líquids que permetin la inclusió de zones significativament toves, existint inclús estratègies complementàries en cas d'haver de materialitzar zones molt toves basades en l'emmotllat recolzat per la impressió 3D.
- Aquests equipaments, utilitzant materials ajustats als requeriments mostrats al Bloc 1, estarien capacitats per proporcionar, a un cost accessible per al sistema sanitari, prototips per a ser utilitzats en planificacions quirúrgiques, tant per visualitzar les zones on s'intervindrà com per assajar la resecció de tumors.

10.4 Descripció d'una impressora 3D multimaterial per a prototips d'assaig quirúrgic

Com a cloenda final de la tesi, es conjuguen els resultats de tot el procés seguit, a fi de plantejar com seria un equipament d'impressió 3D per a prototips d'assaig quirúrgic que satisfés les necessitats plantejades al llarg del treball, en bona part recollides a l'apartat 7.2. La descripció d'aquesta impressora 3D virtual seria la següent:

En primer lloc, la impressora ha de ser multimaterial, amb un mínim de sis materials diferenciats, tres en forma de líquid i tres en forma de filament:

- Cal disposar de materials amb diversos graus de consistència tova que responguin davant del bisturí de la manera més similar possible a la que ho fan els teixits vius. El mínim seria dues consistències toves diferenciades, a fi de construir amb materials diferents el tumor i els òrgans tous que l'envolten. Aquests materials serien aportats en forma líquida, ja siguin silicones o hidrogels. En el cas d'òrgans amb tumors al seu interior, també ha d'estar disponible un material tou transparent, per a facilitar un primer assaig on el cirurgià identifiqui la ubicació del tumor i del sistema de vasos sanguinis que l'envolten.
- També cal un material, també de caràcter tou però sobretot elàstic, per a materialitzar els vasos sanguinis i nervis que cal apartar del camí de la resecció d'un tumor. Aquest material pot venir tant en forma de filament (tipus TPU) com de líquid (silicona).
- Un material rígid per a reproduir referències anatòmiques òssies, aportat en forma de filament. La disponibilitat de filaments en varis colors pot ajudar a la visualització.
- Un material soluble en aigua, com el PVA, aportat també en forma de filament, per a constituir els suports de les zones en voladís, i eventualment ser usat de farciment en algun element (òrgan, tumor, vas sanguini...).

La capacitat de la impressora 3D d'integrar materials diferents és resoluble de moltes maneres diferents, que no tenen per què ser incompatibles. També s'ha vist les moltes possibilitats que els conceptes explorats (capçal revòlver, broquets convergents i barrejadors...) ofereixen. Però tenint en compte que la solució ha d'integrar tant material en forma de filament com de líquid, la preferència conceptual aniria cap a un sistema de canvi d'eina en una impressora de dos capçals independents. A les posicions de repòs de cada capçal s'integrarien dos magatzems, un especialitzat en capçals de filaments i l'altre per a capçals de líquids.

En qualsevol cas, la simplicitat ha de ser un dels vectors per decidir quina estratègia adoptar per a la multimaterialitat. No servirà de res disposar d'una impressora 3D de sis capçals independents si el cost associat que implica és un obstacle per a la seva extensió en el medi hospitalari. Malgrat l'observació feta sobre un mínim de sis materials, a la data present el que convé és que molts metges adoptin l'ús de la impressió 3D. Si

d'entrada això s'aconsegueix amb una impressora amb quatre materials, ja arribarà el moment per portar més enllà una mimetització basada en més materials. El capítol 6 revela com són els mateixos cirurgians que, conscients de la potencialitat de la tecnologia, demanen més i més als enginyers per a millorar els seus procediments de treball.

És rellevant, també, especificar que un equipament de fabricació additiva multimaterial ha d'evitar que el treball amb quatre o més materials vagi en detriment de la qualitat que l'estat de l'evolució permet a les actuals impressores 3D de sobretaula d'un o dos materials. Aquest estàndard a respectar es resumeix en els següents punts, extrets de les especificacions fixades al capítol 7:

- Primerament, s'ha d'evitar l'efecte *oozing*, que pot aparèixer en un sistema amb més d'un material. Es recomana evitar sistemes multibroquets en un sol capçal, prioritzant els sistemes de capçals independents o de canvi d'eina.
- El gruix de capa no té per què ser d'alta precisió, considerant que les dades de partida (DICOM) arrossegueu ja de per sí molta imprecisió, originada tant pel fet que difícilment les seccions són separades a menys de 1 mm, com pel fet que el procés de segmentació també farà simplificacions sobre la geometria escanejada. Per tant, els capçals seran de diàmetre superior a 0,5 mm per no fer alentir inútilment l'execució del prototip. Les capes generades no tenen per què ser inferiors a 0,2 mm.
- La velocitat de treball ha de ser tan elevada com sigui possible, no sobra el temps i menys per preparar una intervenció quirúrgica ja programada. Tota estratègia constructiva per reduir les inèrcies mobilitzades és d'interès. En el cas de filament, l'alimentació per tub *Bowden* permet fixar el mecanisme extrusor a l'estructura en lloc del capçal. En el cas de líquids, també es recomana trobar solucions similars. L'ús de xeringues al capçal hauria de ser evitat, tant per la limitació de volum imprimible que representen com pel fet d'afegir massa a moure. Per tant, cal aplicar solucions amb dipòsits fixats a l'estructura i enviament de líquid per tub al capçal. Una altra estratègia, la mobilització de capçals basats en l'anomenat sistema XY de corretges, permet que tots els motors estiguin fixats a l'estructura, estalviant més massa mòbil en eixos que s'han de moure a la màxima velocitat possible.
- Un aspecte complementari a l'anterior és garantir la continuïtat en el subministrament de material. En aquest sentit, la utilització de filaments flexibles i l'aportació de líquids planteja més exigències que els filaments rígids. L'estat de l'art aporta ja solucions (sistemes tractors de fil millorats, pressurització o bombat de líquids...) per evitar aquests problemes, i cal llavors aplicar-los a aquest equipament.
- El capçal ha de disposar, en el cas de filaments, d'un rang estàndard de temperatures d'extrusió. No es considera imprescindible que s'hagi d'arribar a temperatures pròpies d'extrusió de termoplàstics d'alt punt de fusió. Això implica renunciar a imprimir materials com PEEK, ULTEM... El motiu és que, per a l'aplicació buscada (prototips mimètics amb teixits vius), aquests plàstics no aporten cap prestació crítica: la més evident que tenen, que seria resistir processos tèrmics d'esterilització,

pot ser coberta amb altres termoplàstics d'alt punt de transició vítria tal com s'ha vist a 3.4.

- En general, el seu comportament qualitatiu ha de ser igual o millor que el de l'estat de l'art en tecnologia FFF. Per exemple, ha de disposar d'una mecànica robusta i fiable que eviti els típics defectes de manca de precisió en l'empilat en Z o d'histèresi en direccions X o Y.
- Respecte a la capacitat, ja s'havia indicat la necessitat d'un volum mig-alt d'impressió, així com el tancament d'aquest, tant per motius de control tèrmic que afavoreixin la qualitat (bona adherència entre capes, evitar el *warping*...) com per facilitar l'acompliment de mesures de seguretat laboral. En aquest sentit, cal preveure mitjans de recirculació de l'aire a la cambra de construcció així com la incorporació de filtres, tot seguint les normatives al respecte. Cal considerar que, a diferència de moltes impressores 3D quin material de treball és PLA – un plàstic “amable” a efectes ambientals –, la gamma de materials necessaris per a la mimetització de teixits vius pot haver d'incloure materials més agressius, com ara l'ABS, per als quals seria una greu incoherència el seu ús en medi hospitalari sense les garanties de seguretats convenients.
- Com a reforç del punt anterior, convé visualitzar aquest equipament com si d'un aparell mèdic més es tractés, i per tant pensar en ell no com a una impressora de sobretaula per a una oficina tècnica, sinó com una eina de laboratori ubicada per exemple a l'àrea d'equips de radiologia o d'esterilització. S'imposa un carenat ben tancat, fàcil de netejar i resistent a productes desinfectants... En aquest sentit, el disseny de *packaging* ha de ser abordat tenint present les normatives i protocols que un aparell mèdic ha de complir.

Es tanca, doncs, la tesi amb la definició d'aquest perfil d'un equip d'impressió 3D multimaterial que integra les necessitats detectades al llarg del procés de recerca. Es tracta d'un perfil obert, que va més enllà de les materialitzacions i propostes fetes en el Bloc 3. El propòsit, com a culminació de la recerca, és servir de base per a nous desenvolupaments, condicionats als avenços en materials (sobretot de líquids per mimetitzar teixits tous) i al seu processat per a impressió 3D.

10.5 Suggestiments per a ampliacions de la present recerca

Com a proposta de progrés respecte la present tesi per a futurs doctorands que la vulguin continuar, s'apunten les següents línies de treball:

- Caracterització de teixits i materials a efectes de mimetització amb el cos humà: L'objectiu és disposar d'una base de dades de teixits prou fiable, i de fet es pot derivar tota una nova tesi doctoral a partir d'ampliar i donar base a la Taula 16 i, en general, a tot el capítol 3, dedicat a la mimetització dels teixits vius. Per això cal utilitzar equipaments d'assaig que permetin l'obtenció de les dades necessàries per a una descripció útil del comportament davant d'instrumental quirúrgic. Es recomana focalitzar en els paràmetres relatius a la viscoelasticitat i a la resistència al tall.
- Investigar nous materials tous a processar mitjançant Fabricació Additiva: No té sentit fer un esforç de caracterització de teixits vius si després no hi ha materials que els puguin mimetitzar. L'estat de l'art ha constatat una mancança en aquest sentit. La línia més esperançadora ha estat la de líquids catalitzables mitjançant UV, amb el problema de que el seu accés és difícil (silicones i hidrogels UV).
- Fer viable el procés de Fabricació Additiva per a líquids catalitzables que donin sòlids de baixa consistència: Es tracta de consolidar estructures destinades a constituir prototips d'assaig quirúrgic. Cal continuar explorant sistemes dins de l'àmbit de la tecnologia *Robocasting* o *DIW* (veure 2.1.6), en les que cada dia sorgeixen nous treballs de recerca. Una tasca que s'inclou és la de trobar el límit de consistència dels materials per sota del qual no és possible basar-se en la Fabricació Additiva directa, buscant llavors l'aplicació d'estratègies complementàries com les apuntades a l'apartat 5.4, com el treball a baixes temperatures o la construcció de motlles de sacrifici, provant d'integrar-les en impressores 3D multimaterials.
- Explorar nous aparells experimentals d'impressores 3D multimaterials: Cal, com s'ha mostrat a la present tesi, construir i provar aparells que s'acostin a l'objectiu d'una impressora 3D multimaterial. El suggeriment de l'autor és provar de materialitzar el concepte descrit a l'anterior apartat: una impressora de dos capçals independents dotada d'un sistema de canvi d'eines per a cada capçal, de forma que, a les posicions de repòs de cada capçal, s'integrin dos magatzems, un especialitzat en capçals de filaments i l'altre per a capçals de líquids.
- Del DICOM elastogràfic a la impressió 3D basada en vòxels: el context actual es limita a partir d'un model virtual CAD multisòlid, en que cada component representa un teixit, en format STL, obtingut per segmentació d'un fitxer DICOM. I llavors cada teixit es materialitza de forma homogènia en un sol material que l'ha de mimetitzar de la millor manera possible, encara que el teixit sigui heterogeni. S'ha mostrat com hi ha fitxers DICOM capaços de recollir les dades de cada punt del volum escanejat quant a mòdul elàstic. Combinant això amb nous formats per a impressió 3D basats en vòxels, en resulta un nou nivell de prototips d'assaig quirúrgic. El mimetisme estaria llavors encara més perfeccionat.

10.6 Notes finals

Per acabar, es ressalta com les experiències de prototips per a assaig quirúrgic descrites al final del Bloc 2 (capítol 6) han estat un dels aspectes més característics de la present tesi: es tracta de reptes – peticions de serveis fins ara inexistent – llençats per l’Hospital Sant Joan de Déu a través del cirurgià pediàtric Lucas Krauel. Aquests reptes es condensen en una frase: assajar la resecció d’un tumor mitjançant un prototip amb el major verisme possible, a fi que, a la taula d’operacions, tot vagi bé. Les peticions han proporcionat energia per fer progressar la recerca, ja fos per a determinar quins materials imprimibles en 3D podrien ser més mimètics amb el teixit viu, com per descartar o impulsar noves formes de construir prototips mitjançant fabricació additiva. En molts punts, dispersos per tot el treball, es localitzen experiències i comentaris derivats de la interacció del doctorand amb els casos quirúrgics d’alta complexitat que s’ha tingut la responsabilitat i privilegi d’abordar.

Es considera com un objectiu aconseguit a la present tesi el fet d’haver trencat la tradicional desconexió entre l’àmbit industrial i el mèdic, i fer arribar tot progrés a la comunitat mèdica mundial. I s’està en camí d’un altre objectiu encara més ambiciós: fer del prototipatge mitjançant fabricació additiva a partir d’imatges mèdiques el nou estàndard de comunicació mèdica, tant per a diagnòstic com de planificació quirúrgica, fent un pas endavant respecte a les radiografies o els mateixos DICOM que es visualitzen en 2D i 3D en pantalla. Si la present tesi ha demostrat que això és possible per a casos crítics, llavors només qüestions no científiques (econòmiques, de cultura mèdica i de desenvolupament de mitjans tecnològics accessibles) separen la seva aplicació per a la resta de casos.

Vèncer aquestes barreres és la tasca paral·lela que el doctorand s’ha imposat, en connexió amb el sentit social de l’activitat del CIM UPC. Des dels inicis de la recerca s’ha tingut la voluntat de portar a la realitat els avenços que aquesta facilita. D’aquesta manera, la col·laboració amb l’Hospital Sant Joan de Déu i amb l’ecosistema de R+D+I ha portat a buscar l’ampliació d’objectius i la recerca de fons de finançament per a les moltes oportunitats que hi ha per a la Fabricació Additiva en la pràctica quirúrgica: a part dels models d’assaig quirúrgic. Hi ha un intens treball en guies i implants per a cirurgia traumatològica i implants bioactius per a la regeneració de teixits. A Catalunya, de la mà del Programa Ris3CAT de la Generalitat de Catalunya coordinat per ACCIÓ, amb el suport dels fons FEDER, s’ha creat la Comunitat de Fabricació Additiva “Llabor 3D”. A l’apartat 3.3.2 s’ha explicat com ja s’estava treballant en un dels projectes d’aquesta comunitat, el QuirofAM, coordinat per CIM UPC, dedicat justament a fer progressar els diversos àmbits de la Fabricació Additiva en la pràctica quirúrgica: algunes activitats (com els assaigs DMA que han d’ajudar a caracteritzar els teixits vius) s’han realitzat sota el paraigües d’aquest projecte.

Bibliografia

- [1] ISO/ASTM 52900:2015 Additive manufacturing — General principles — Terminology (Comitès responsables ISO TC 261 i ASTM F-42).
- [2] Patent de 3DSystems referida a la tecnologia SLA (Estereolitografia). Hull, Charles W. *Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography*. United States Patent, No.4,575,330 11/Mar/1986.
- [3] *Automatic method for fabricating a three dimensional plastic model with photo hardening polymer*. Kodama, Hideo. *Review of Scientific Instruments* 52, 1770 (1981) <https://doi.org/10.1063/1.1136492>.
- [4] *Conformal cooling in moulds with special geometry*. Garcia M.A., Garcia-Pando C., Marto C. *Innovative Developments in Virtual and Physical Prototyping: Proceedings of the 5th International Conference on Advanced Research and Rapid Prototyping*, Leiria, Portugal 2011. Editat per Paulo Jorge Bártolo et al. CRC Press Taylor&Francis Group London. ISBN 978-0-415-68418-7
- [5] *Composites by rapid prototyping Technology*. Kumar, S. i J.-P. Kruth s.l. Elsevier Ltd, 2010, *Materials and Design*, Vol. 31, p. 850–856.
- [6] *A Study of the State-of-the-Art Rapid Prototyping Technologies*. Chua, C. K., S. M. Chou i T. S. Wong. 1998, *The International Journal of Advanced Manufacturing Technologies*, p. 146-152.
- [7] *Rapid Manufacturing and Rapid Tooling with Layer Manufacturing (LM) technologies, state of the art and future perspectives*. Gideon N. Levy, Ralf Schindel i J.P. Kruth. 2003, *CIRP Annals - Manufacturing Technology*, p. 589-609.
- [8] *Rapid Prototyping: Principles and Applications in Manufacturing*. Chua, C. K. i Leong K. F. Ed. John Wiley, 1997.
- [9] *State-of-the-art and future trends in advanced prototyping and manufacturing*. Kochan, D. i Chua C. K. 1995, *International Journal of Information Technology*, p. 173-184.
- [10] Procés de fabricació additiva per estereolitografia [En línia] <https://www.princeton.edu/~cml/html/research/stereolithography.html> . Darrera consulta, 8-XII-2017
- [11] *Ultra high resolution stereolithography for three dimensional micro fabrication*. Ikuta, K., K. Hirowatari i T. Ogata. s.l. : Kyushu Institute of Technology, 1994, *Proceedings of the Fourth International Conferences on Rapid Prototyping*, p. 37-46.
- [12] *Development of Masked Photo-polymerization Rapid Prototyping System using Liquid Crystal Display Panel*. Cho-Pei Jiang , Jeng-Ywan Jeng , You-Min Huang & Ming-Jong Tsai. Pages 76-81, *Journal of the Chinese Institute of Industrial Engineers* <https://doi.org/10.1080/10170660509509279>.
- [13] *Precise and optimized process realization for solid ground curing*. Kochan, D. i R. Hovtun. 1994, *Proceedings of the Fourth International Conferences on Rapid Prototyping*, p. 37-46.
- [14] Esquema de l'aplicació de la tecnologia DLP per a fabricació additiva, segons Paul Bomke. [En línia] <http://robotsinthesun.org/wp-content/uploads/2015/08/printerOverview.png> . Darrera consulta, 8-XII-2017.
- [15] Esquema de la tecnologia LOM de fabricació additiva. [En línia] <https://scanandmake.com/additive-manufacturing> . Darrera consulta, 8-XII-2017.
- [16] *A high resolution laser printing system*. G. K. Starkweather. 1984, *Second International Congress on Advances in Non-Impact Printing Technologies*, p. 198.

Tesi Doctoral: Contribució a l'estudi de la impressió 3D per a la fabricació de models per facilitar l'assaig d'operacions quirúrgiques de tumors – Felip Fenollosa i Artés, 2019.

- [17] Descripció de la tecnologia SLS o Fusió en llit de pols per la Universitat de Loughborough a <http://www.lboro.ac.uk/research/amrg/about/the7categoriesofadditivemanufacturing/powderbedfusion/>. Darrera consulta, 8-XII-2017.
- [18] Esquema tecnologia FFF. [En línia] http://reprap.org/wiki/Fused_filament_fabrication. Darrera consulta, 17-XII-2017.
- [19] *Design for Additive Manufacturing: FDM Basics*. [En línia] 2014. http://www.redeyeondemand.com/wp-content/uploads/2014/06/DFAM_FDM-Basics_FINAL.pdf. Darrera consulta, 17-XII-2017.
- [20] *CREAT3D 3D printing tips: microns, layer height & resolution explained*. Jon Brydges, 7 January 2016, [En línia] <http://www.desktop3dprinter.com/news/creat3d-3d-printing-tips-microns-layer-height-resolution-explained.html>. Darrera consulta, 17-XII-2017.
- [21] Patent de Stratasys referida a la tecnologia FDM (Fused Deposition Modelling) S. S. Crump, "Apparatus and Method for Creating Three-Dimensional Objects," United States Patent, No. 5,121,329, 1989.
- [22] Catàleg de Colorfabb de filaments amb pols de materials metàl·lics (acer, coure, bronze, llautó...) i altres [En línia] <https://colorfabb.com/materials/specials>. Darrera consulta, 17-XII-2017.
- [23] *Electron Beam Solid Freeform Fabrication of Metal Parts*. Davé, V.R., Matz, J.E., and Eagar, T.W. Proceedings of 6th SFF Symposium, 64-71, 1995.
- [24] *Electron beam freeform fabrication for cost effective near-net shape manufacturing*. Taminger KM, Hafley RA.. In: NATO/RTOAVT-139 specialists meeting on cost effective manufacture via net shape processing. 2006.
- [25] Descripció de tecnologies de Fabricació Additiva a <http://www.custompartnet.com/wu>. Darrera consulta, 8-XII-2017.
- [26] *Metal parts generation by three dimensional printing*. Michaels S., Sachs E. M. i Cima M. J. Proceedings of the Fourth International International Conferences on Rapid Prototyping – 1993, Univ. Dayton Ohio, p. 25-42.
- [27] *Beyond the Eye – Medical Applications of 3D Rapid Prototyping Objects*. Rengier, Fabian, et al., et al. s.l. : European Medical Imaging Review, 2008, Digital Radiography, p. 76-80.
- [28] *Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use*. Arai Y, et al., . s.l. : Stockton Press, 1999, Dentomaxillofacial Radiology, p. 245-248.
- [29] *Medical rapid prototyping technologies: state of the art and current limitations for application in oral and maxillofacial surgery*. Winder J. i Bibb R.J. 2005, Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, p. 1006-1015.
- [30] *Medical applications of rapid prototyping*. Milovanović, J., Trajanović, M. FACTA UNIVERSITATIS, 2007, Mechanical Engineering, Vol. 5, p. 79-85.
- [31] *Implantación de procesos de Prototipado Rápido a partir de imágenes médicas*. Pérez Torrens, Martín. Projecte Final de Carrera d'Enginyeria Industrial ETSEIB-UPC, juliol 2013.
- [32] *Overview of the DICOM Standard*. Mustra, M.; Delac, K.; Grgic, M., ELMAR, 2008. 50th International Symposium, 1:39-44.
- [33] *Editorial: Additive Manufacturing of Biomaterials, Tissues, and Organs*. Zadpoor A.A, Malda J. Annals of Biomedical Engineering, Vol. 45, No. 1, January 2017 pp. 1–11. DOI: 10.1007/s10439-016-1719-y

- [34] *Rapid prototyping as a tool for diagnosis and treatment planning for maxillary canine impaction.* Faber J., Berto PM. i Quaresma M. 2006, Am J Orthod Dentofacial Orthop, p. 129:583–9.
- [35] *Use of three-dimensional medical modeling methods for precise planning of orthognathic surgery.* , Mavili ME., Canter HI., i Saglam-Aydinatay B. 2007, Journal of Craniofacial Surgery, Vol. 18, p. 740–747.
- [36] *Rapid prototyping technology for surgeries of the pediatric spine and pelvis: benefits analysis.* Guarino J., Tennyson S. i McCain G. 2007, Journal of Pediatric Orthopedic, p. 955–960.
- [37] *Cerebrovascular stereolithographic biomodeling for aneurysm surgery.* Wurm G., Tomancok B. i Pogady P. 2004, Journal of Neurosurgery, Vol. 100, p. 139–145.
- [38] *Use of rapid prototyping models in the planning of percutaneous pulmonary valved stent implantation.* Armillotta A., Bonhoeffer P. i Dubini G. 2007, Proceedings Institute Mechanical Engineering, Vol. 221, p. 407–416.
- [39] *Rapid prototyping of the larynx for laryngeal frame work surgery.* Hiramatsu H., et al., et al. 2004, Nippon Jibiinkoka Gakkai Kaiho, Vol. 107, p. 949–955.
- [40] *Stereolithographic biomodelling in cranio-maxillofacial surgery: a prospective trial.* D'Urso PS., Barker TM. i Earwaker WJ. 1999, Journal of Craniomaxillofacial Surgery, Vol. 27, p. 30-37.
- [41] *Utility of multimaterial 3D printers in creating models with pathological entities to enhance the training experience of neurosurgeons: technical note.* Waran V. et al. Journal of Neurosurgery 120:489–492, December 2013. DOI: 10.3171/2013.11.JNS131066
- [42] *Custom cranioplasty using stereolithography and acrylic.* PS, D'Urso, Earwaker WJ i Barker TM. 2000, British Journal of Plastic Surgery, Vol. 53, p. 200–2004.
- [43] *Computer-aided custommade hemipelvic prosthesis used in extensive pelvic lesions.* Dai KR. et al. 2007, Journal of Arthroplasty, Vol. 22, p. 981–986.
- [44] *Custom-designed orthopedic implants evaluated using finite element analysis of patient-specific computed tomography data: femoral component case study.* Harrysson OL., Hosni YA. i Nayfeh JF. 2007, BMC Musculoskelet Disord, Vol. 8, p. 91.
- [45] *Custom fabrication of composite tibial hemi-knee joint combining CAD/CAE/CAM techniques.* He J., Li D. i Lu B. 2006, Proceedings of the Institute of Mechanical Engineering, Vol. 220, p. 823–830.
- [46] *New layer-based imaging and rapid prototyping techniques for computer-aided design and manufacture of custom dental restoration.* Lee MY., Chang CC. i Ku YC. 2008, Journal of Medical Engineery Technology, Vol. 32, p. 83-90.
- [47] *Rapid development of auricular prosthesis using CAD and rapid prototyping technologies.* Subburaj K., Nair C. i Rajesh S. 2007, International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, Vol. 36, p. 938–943.
- [48] *Rapid prototyping technique for creating a radiation shield.* Zemnick C., Woodhouse SA. i Gewanter RM. 2007, Journal of Prosthetics Dental, Vol. 97, p. 236–241
- [49] *Poly-e-caprolactone/hydroxyapatite for tissue engineering scaffold fabrication by selective laser sintering.* Wiria FE. et al. 2007, Acta Biomater, Vol. 3, p. 1-12.
- [50] *Direct laser sintering of iron–graphite powder mixture.* Simchi A. i Pohl H. Materials Science Engineering 2004, Vol. 383, Issue 2, p. 191-200.
- [51] *Microstructural characterization and wear behaviour of (Fe,Ni)–TiC MMC prepared by DMLS.* Gaard A., Krakhmalev P. i Bergstrom J. Journal of Alloys and Composites 2006, Vol. 421, Issues 1–2, p. 166-171.

Tesi Doctoral: Contribució a l'estudi de la impressió 3D per a la fabricació de models per facilitar l'assaig d'operacions quirúrgiques de tumors – Felip Fenollosa i Artés, 2019.

- [52] *Laser micro sintering – a new method to generate metal and ceramic parts of high resolution with sub-micrometer powder*. Exner H., et al. Proceedings VRAP Portugal 2007, p. 491-499.
- [53] *In-situ formation of copper matrix composites by laser sintering*. Leong CC. et al. Materials Science Engineering 2002, Vol. 338, Issues 1–2, p. 81-88.
- [54] *Selective laser sintering of ceramics*. Klocke F. i Wirtz H. Proceedings LANE 1997, p. 589-596.
- [55] *Synthesis, Selective Laser Sintering and Infiltration of High Tc Dual Phase Ag-YBa₂Cu₃O_{7-x} Superconductor Composites*. Birmingham BR., Marcus HL., Agarwala MK. et al. SFF Symposium Proceedings, p. 339-349. Center for Materials Science and Engineering, Austin, University of Texas, 1993.
- [56] *Material development for laser sintering of high temperature strength silicon carbide with extrem hardness*. Lenk R., Nagy A. i Techel A. Proceedings of International User's Conference on Rapid Prototyping & Rapid Tooling & Rapid Manufacturing. Euro-u Rapid, Frankfurt 2003, p. B/4 1-4. ISBN: 978-3-8167-6417-5
- [57] *A dithering algorithm for local composition control with three-dimensional printing*. Cho W., et al. Computer-Aided Design 2003, Vol. 35, Issue 9, p. 851-867.
- [58] *Modeling and designing functionally graded material components for fabrication with local composition control*. Jackson TR., et al. Materials Design 1999, Vol. 20, Issues 2-3, p. 63-75.
- [59] *Fabrication of functionally graded TiC/Ti composites by Laser Engineered Net Shaping*. W, Liu i Dupont JN. 48, 2003, Scripta Materialia, p. 1337–1342.
- [60] *Laser Engineered Net Shaping*. Sandia National Laboratories. [En línia] <http://www.sandia.gov/mst/technologies/net-shaping.html>. Darrera consulta, 17-XII-2017.
- [61] *Rapid prototyping and combustion synthesis of TiC/Ni functionally gradient materials*. Zhang Y. et al. Materials Science Engineering 2001, Vol. 299 Issues 1-2, p. 218–224.
- [62] *Composite rapid prototyping: overcoming the drawback of poor mechanical properties*. Karalekas D. i Antoniou K. Journal of Materials Process Technology 2004, Vol. 153-154, p. 526–530.
- [63] *Fused deposition of ceramics (FDC) and composites*. Onagoruwa S., Bose S. i Bandyopadhyay A. Proceedings of SFF 2001, p. 224–231.
- [64] *Development of new metal/polymer materials for rapid tooling using fused deposition modeling*. Masood SH. i Song WQ. Materials & Design 2004, Vol. 25, Issue 7, p. 587–594.
- [65] *Bond formation and fiber embedment during ultrasonic consolidation*. Yang Y. et al. Journal of Material and Processes Technology 2009, Vol. 209, Issue 10, p. 4915–4924.
- [66] *A CAD Modeling System for the Components Made of Multi Heterogeneous Materials*. Zhu F et al. Materials & Design 2003, Vol. 26, p. 113-126.
- [67] *STL 2.0: A Proposal for a Universal Multi-Material Additive Manufacturing File Format*. Hiller, J i Lipson, H. Austin, TX, USA : s.n., 2009, Proceedings of 20th International Solid Freeform Fabrication Symposium.
- [68] *Fabrication of Multi-material Structures Using Ultrasonic Consolidation and Laser-Engineered Net Shaping*. Obielodan, JO. Utah State University, 2010. tesis doctoral.
- [69] Servei d'impressió 3D de mapes en relleu (Ian Grasshoff) [En línia] <http://smartmappsconsulting.com/>. Darrera consulta, 19-I-2019.

- [70] *Multimaterial processing by LENSTM*. Griffith M. et al. Sandia National Laboratories. Proceedings Solid Freeform Fabrication Symposium, Universitat de Texas 1997.
- [71] *3D bioprinting of tissues and organs*. Murphy S.V. i Atala A. Nature Biotechnology 2014, 32, 773–785.
- [72] *Fundamentals of surgical simulation. Principles and practice*. Gallagher, AG., O'Sullivan GC. Springer-Verlag London Limited 2012. ISBN 978-0-85729-763-1.
- [73] Model d'entrenament quirúrgic. [En línia] <https://norecopa.no/norina/open-inguinal-hernia-repair-trainer-with-cd-rom>. Darrera consulta, 26-XII-2017.
- [74] Teixits artificials mimètics de Syndaver per a entrenament quirúrgic <http://www.syndaver.com> Darrera consulta, 26-XII-2017.
- [75] Model de tors per a entrenament quirúrgic. [En línia] <http://americanbionic.com/products/chest-diagnostic-and-intervention>. Darrera consulta, 26-XII-2017.
- [76] *Review of Tissue Substitutes For Ultrasound Imaging*. Martin O. Culjat, et al. Ultrasound in Med. & Biol. 2010, Vol. 36, No. 6, pp. 861–873.
- [77] *Ultrasound propagation speed measurement of mimicking soft tissue phantoms based on Agarose in the range of 25°C to 50°C*. Lopez- Haro S. A. et al. 5th International Conference on Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control 2008, p.192-195.
- [78] *Ultrasound Speed of Polymer Gel Mimicked Human Soft Tissue within Three Weeks*. Nur Shakila Othman et al. International Journal of Bioscience, Biochemistry and Bioinformatics 2011, Vol. 1, No. 3.
- [79] Plana web de la IT'IS Foundation. <https://www.itis.ethz.ch/virtual-population/tissue-properties/database/density/>. Data darrera consulta, 24 febrer 2017.
- [80] *Biomechanical Properties of Abdominal Organs In Vivo and Postmortem Under Compression*. Rosen et al. Journal of Biomechanical Engineering, ASME. Abril 2008, Vol. 130 / 021020-1 DOI: 10.1115/1.2898712.
- [81] *Fundamentals of acoustics*. Kinsler et al.(2000), 4th Ed., John Wiley and sons Inc., New York, USA.
- [82] *Non-destructive characterization of hydrogels*. Luprano VAM. et al. J. Mat. Sci. Mat. Med. 1997, 8:175–178.
- [83] *A tissue mimicking polyacrylamide hidrogel phantom for visualizing thermal lesions generated by high intensity focused ultrasound*. Choi MJ et al. 2013 World Federation for Ultrasound in Medicine & Biology. Published by Elsevier Inc.
- [84] *Elastography by NMR Visualization of Acoustic Waves: Overview and Clinical Potential*. R.L. Ehman. International Commission for Acoustics, Proceedings 2001 Rome.
- [85] *Simulated inanimate model for physical learning experience (SIMPLE) for robotic partial nephrectomy using a 3-D printed kidney model*. Ghazi et al. Journal of Urology. Vol 193 No. 4S, May 2015.
- [86] *Simulated Surgery at URM (University of Rochester Medical Center)*. Video corresponent a la referència anterior [89]. [En línia] <https://www.youtube.com/watch?v=Ah7gJ4Vgr-w>. Darrera consulta, 26-XII-2017.
- [87] *Hollywood SFX take medical training to a new level of realism*. Nancy Fliesler, Boston Children's Hospital. November 2015. [En línia] <https://vector.childrenshospital.org/2015/11/hollywood-sfx-take-medical-training-to-a-new-level-of-realism/>. Darrera consulta, 27-XII-2017.
- [88] *Design of Artificial Human Joints&Organs*. Pal, S. Ed. Springer, 2014. ISBN 978-1-4614-6255-2

Tesi Doctoral: Contribució a l'estudi de la impressió 3D per a la fabricació de models per facilitar l'assaig d'operacions quirúrgiques de tumors – Felip Fenollosa i Artés, 2019.

- [89] *Indentation Versus Tensile Measurements of Young's Modulus for Soft Biological Tissues*. McKee C.T. et al. *Tissue Engineering Part B. Rev.*, vol. 17, no. 3, pp. 155–164, Jun. 2011.
- [90] *Structure and Stress-Strain Relationship of Soft Tissues*. Y. C. Fung. *American Zoologist*, Vol. 24, No. 1 (1984), pp. 13-22 Published by: Oxford University Press.
- [91] *The rheology of the cross striated muscle fiber with particular reference to isotonic conditions*. Buchtal F., Kaiser E. (1951). Det Kongelige Danske Videnskabernes Selskab, Copenhagen, *Dan Biol Med* 21 (7):328-336.
- [92] *Viscoelastic properties of pig kidney in shear, experimental results and modelling*. Nasser, S., Bilston, L.E., and Phan-Thien. N. *Rheol Acta* 41, 180, 2002.
- [93] *Viscoelastic properties of muscle-tendon units. The biomechanical effects of stretching*. Taylor, D.C., Dalton, J.D., Jr., Seaber, A.V., and Garrett, W.E., Jr. *Am J Sports Med* 18, 300, 1990.
- [94] *Brain viscoelasticity measured by magnetic resonance elastography*. Jonathan Vappou, Elodie Breton, Philippe Choquet, André Constantinesco and Rémy Willinger Institut de Mécanique des Fluides et des Solides, UMR-7507 CNRS-ULP, Strasbourg, France. IRCOBI Conference – Bern (Switzerland) – September 2008 pg. 441-444.
- [95] *Viscoelastic properties of human skin and processed dermis*. Silver F., Freeman J., DeVore D. *Skin Research and Technology*, 2001; 7:18-23
- [96] *Investigation of temperature-dependent viscoelastic properties of thermal lesions in ex vivo animal liver tissue*. Kiss, M.Z., Daniels, M.J., and Varghese, T. *J Biomech* 42, 959, 2009.
- [97] *Dynamic Mechanical Analysis: A Practical Introduction*. Menard K. CRC Press Taylor&Francis Group. Second Edition, 2008.
- [98] *Dynamic Mechanical Analysis (DMA) - A Beginner's Guide*. PerkinElmer Inc. [En línia] https://www.perkinelmer.com/CMSResources/Images/44-74546GDE_IntroductionToDMA.pdf. Darrera consulta, 18-XI-2018
- [99] *Animal glues. Methods of sampling and testing*. Norma ISO 9665:1998, dedicada als adhesius animals.
- [100] *Food Texture Fixtures / Warner-Bratzler Shear*. INSTRON Catalog Number 2830-013. [En línia] <http://www.instron.com.tw/-/media/literature-library/products/2005/10/food-texture-warner-bratzler.pdf?la=en>. Darrera consulta, 27-XII-2017.
- [101] *Measurement of Fruit Firmness*. D. Garner, C.H. Crisosto, P. Wiley, and G.M. Crisosto <http://fruitandnuteducation.ucdavis.edu/files/162036.pdf>. Darrera consulta, 27-XII-2017.
- [102] Food Technology Corporation [En línia] <http://www.foodtechcorp.com>. Darrera consulta, 27-XII-2017.
- [103] *Texture Analysis - Measure Gel Strength*. Stable Micro Systems. [En línia] <https://www.stablemicrosystems.com/MeasureGelStrength.html>. Darrera consulta, 27-XII-2017.
- [104] *Testing systems for texture analysis, viscosity measurement and packaging testing*. Zwick/Roell. [En línia] https://www.zwick.com/-/media/files/sharepoint/vertriebsdoku_br/99_485_textur_fp_e.pdf. Darrera consulta, 27-XII-2017.
- [105] *Standard Test Method for Tear Strength of Conventional Vulcanized Rubber and Thermoplastic Elastomers*. Norma ASTM D-624.
- [106] *In vivo liver tissue mechanical properties by Transient Elastography: comparison with Dynamic Mechanical Analysis*. Périchon N. Et al, IRCOBI Conference - York (UK) - September 2009
- [107] *Síntesis y caracterización de hidrogeles inyectables inspirados en la matriz extracelular para la regeneración de tejidos blandos*. Esther Sanmartín Masiá. Trabajo Fin de Máster en Ingeniería Química, Universitat Politècnica de València, 2015-16.

Tesi Doctoral: Contribució a l'estudi de la impressió 3D per a la fabricació de models per facilitar l'assaig d'operacions quirúrgiques de tumors – Felip Fenollosa i Artés, 2019.

- [108] *Rheology: Principles, Measurements and Applications*. Christopher W. Macosko. 1994 VCH Publishers. Inc. ISBN: 978-0-471-18575-8
- [109] *Estimation of Young's modulus and Poisson's ratio of soft tissue using indentation*. Choi A.P.C. Thesis, August 2008. The Hong Kong Polytechnic University.
- [110] *Medical ultrasound: imaging of soft tissue strain and elasticity*. Wells and Liang. J. R. Soc. Interface (2011) 8, 1521–1549 doi:10.1098/rsif.2011.0054.
- [111] *Ultrasound elastography: principles, techniques, and clinical applications*. Dewall RJ. Critical Reviews in Biomedical Engineering, March 2013; 41(1):1-19. DOI: 10.1615/CritRevBiomedEng.2013006991.
- [112] *Ultrasound Elastography: Review of Techniques and Clinical Applications*. Sigrist R. et al. Theranostics 2017, Vol. 7, Issue 5, p. 1303-1329. Ivyspring International Publisher. DOI: 10.7150/thno.18650
- [113] *Young's Modulus Measurements of Soft Tissues with Application to Elasticity Imaging*. Eric J. Chen et al. IEEE Transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control, vol. 43, no. 1, january 1996.
- [114] *Magnetic resonance elastography: a review*. Mariappan et al. Clin Anat. 2010 July; 23(5): 497–511. DOI:10.1002/ca.21006.
- [115] *Biomechanical Properties of Abdominal Organs In Vivo and Postmortem Under Compression Loads*. Jacob Rosen et al. Journal of Biomechanical Engineering, ASME, April 2008, Vol. 130/021020-1.
- [116] *Stiffness imaging of the kidney and adjacent abdominal tissues measured simultaneously using magnetic resonance elastography*. Bensamoun et al. Clinical Imaging 35(2011) pg. 284-287. Elsevier.
- [117] *Quantitative Assessment of Normal Soft-Tissue Elasticity Using Shear-Wave Ultrasound Elastography*. Arda et al. American Journal of Roentgenology, September 2011, Volume 197, Number 3. DOI:10.2214/AJR.10.5449.
- [118] *Liver Shear-Wave Velocity and Serum Fibrosis Markers to Diagnose Hepatic Fibrosis in Patients with Chronic Viral Hepatitis B*. Jianxue Liu et al. Korean Journal of Radiology 2016;17(3):396-404.
- [119] *Normal Values of Liver Shear Wave Velocity in Healthy Children Assessed by Acoustic Radiation Force Impulse Imaging Using a Convex Probe and a Linear Probe*. Fontanilla et al. Ultrasound in medicine and biology. March 2014 Volume 40, Issue 3, Pages 470–477.
- [120] *Elastography for the pancreas: Current status and future perspective*. Kawada et al. World Journal of Gastroenterology 2016 April 14; 22(14): 3712-3724.
- [121] *Kidney Shear Wave Speed Values in Subjects with and without Renal Pathology and Inter-Operator Reproducibility of Acoustic Radiation Force Impulse Elastography (ARFI) - Preliminary Results*. Bob et al. Impulse Elastography (ARFI). 2014 November PLoS ONE 9(11): e113761. doi:10.1371/journal.pone.0113761.
- [122] *Ultrasound shear wave velocity in skeletal muscle: A reproducibility study*. Dorado et al. Diagnostic and Interventional Imaging (2016) 97, 71-79.
- [123] *Shear wave elastography: a new ultrasound imaging mode for the differential diagnosis of benign and malignant thyroid nodules*. Sebag F, Vaillant-Lombard J, Berbis J, et al. J Clin Endocrinol Metab 2010; 95:5281–5288.
- [124] *MR Elastography of Liver Tumors: Preliminary Results*. Sudhakar K. Venkatesh et al. American Journal of Roentgenology June 2008, Volume 190, Number 6.
- [125] *Elasticity of Differentiated and Undifferentiated Human Neuroblastoma Cells Characterized by Atomic Force Microscopy*. Shijia Zhao et al. Journal of Mechanics in Medicine and Biology 15:5 (2015) 1550069.

- [126] *Tissue elasticity properties as biomarkers for prostate cancer*. K. Hoyt et al. *Cancer Biomark.* 2008; 4(4-5): 213–225.
- [127] *A Preliminary Investigation of Normal Pancreas and Acute Pancreatitis Elasticity Using Virtual Touch Tissue Quantification (VTQ) Imaging*. J. Xie et al. *Medical Science Monitor* 2015; 21: 1693–1699.
- [128] *Estudio mecánico de las arterias coronarias humanas y sus sustitutos vasculares*. E. Claes. tesis Doctoral 2010 ETS Ing. de Caminos, Canales y Puertos. Universidad Politécnica de Madrid.
- [129] *Modelos numéricos para mecánica cardiovascular de las paredes arteriales y sus procesos de adaptación*. Soler, J. R. Tutor: José María Goicolea Ruigómez. tesis Doctoral. Universidad Politécnica de Madrid, 2003.
- [130] *Critical Resection Length and Gap Distance in Peripheral Nerves*. Gerhard Orf. ISBN 978-3-7091-8517-9
- [131] *Biomechanical properties of the sciatic nerve following repair: effects of topical application of hyaluronic acid or tacrolimus*. Agon Y. Mekaj et al. *Int J Clin Exp Med* 2015;8(11):20218-20226.
- [132] *An anatomical study of porcine peripheral nerve and its potential use in nerve tissue engineering*. Leyla Zilic et al. *J. Anat.* (2015) 227, pp302--314 doi: 10.1111/joa.12341.
- [133] *Orthopaedic Biomaterials in Research and Practice*. Kevin L. Ong, Scott Lovald, Jonathan Black., Second Edition. CRC Press Taylor&Francis Group.
- [134] Gràfic d'equivalència d'escala Shore de duresa al catàleg de duròmetres M&K. [En línia] <http://www.mandkbangkok.com/Semi-Automatic-Hardness-Tester.html>. Darrera consulta, 27-XII-2017.
- [135] Comparativa d'escala de dureses. Matweb [En línia] <http://www.matweb.com/reference/shore-hardness.aspx>. Darrera consulta, 27-XII-2017.
- [136] *Rubber, vulcanized or thermoplastic - Determination of indentation hardness*. Normativa internacional ISO 7619:2004.
- [137] *Standard Test Method for Rubber Property – Durometer Hardness*. Normativa americana ASTM D 2240.
- [138] *Rubber and flexible parts - How do I get the hardness I want?* Plunkett&Associates. [En línia] <http://www.plunkettassociates.co.uk/faqs/flexible-parts/how-do-i-find-out-the-hardness-i-want.php>. Darrera consulta 11-02-2017.
- [139] *Experimental and computational analysis of soft tissue stiffness in forearm using a manual indentation Device*. Iivarinen JT, Korhonen RK, Julkunen P.. *Med Eng Phys* 2011; 33: 1245–1253.
- [140] *A new medical device to measure a stiffness of soft materials*. Hackan Oflaz, Onder Baran. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, Vol. 16, No. 1, 2014. DOI: 10.5277/abb140115.
- [141] *Use of a durometer to measure the degree of skin induration in lipodermatosclerosis*. M. Romanelli and V. Falanga. *Am. Acad. Dermatol.* 1995;32(1): 199-91.
- [142] *Skin hardness measurement in hypertrophic scars*. A. Magliaro and M. Romanelli. *Wounds* 2003; 15(3):66-70.
- [143] *Biomimetic Culture Reactor for Whole-Lung Engineering*. Micha Sam Brickman Raredon et al. *BioResearch Open Access Volume 5.1*, 2016 DOI: 10.1089/biores.2016.0006.
- [144] *The Role of Skin Hardness, Thickness, and Sensory Loss on Standing Foot Power in the Development of Plantar Ulcers in Patients With Diabetes Mellitus - A Preliminary Study*. V. Jacob Thomas et al. *Lower extremity wounds* 2(3); 2003 pp. 132–139. Sage Publications. DOI: 10.1177/1534734603258601.
- [145] *Tratado de Cirugía General. Manual Moderno*. A. Jesús Vega Malagón, México 2ª ed. 2008. ISBN: 9786074480931.

Tesi Doctoral: Contribució a l'estudi de la impressió 3D per a la fabricació de models per facilitar l'assaig d'operacions quirúrgiques de tumors – Felip Fenollosa i Artés, 2019.

- [146] *Real-time blood circulation and bleeding model for surgical training*. Boisvert J. et al. IEEE Trans Biomed Eng. 2013 Apr;60(4):1013-22. doi: 10.1109/TBME.2012.2230326.
- [147] Referència comercial de sang artificial. Pàgina web de CAE <https://www.bluephantom.com/product/Doppler-Refill-Fluid.aspx?cid=562>. Darrera consulta 4-03-2017.
- [148] *Plasma viscosity: a forgotten variable*. Késmárky G. et al. Clin Hemorheol Microcirc. 2008; 39 (1-4):243-6.
- [149] *Use of 3D Prototypes for Complex Surgical Oncologic Cases*. Lucas Krauel, Felip Fenollosa, Lucía Riaza, Martín Pérez, Xavier Tarrado, Andrés Morales, Joan Gomà, Jaume Mora. World Journal of Surgery 2016 Apr;40(4):889-94 DOI 10.1007/s00268-015-3295-y.
- [150] *Guía para la gestión del proceso de esterilización*. Comisión INOZ. Osakidetza - Servicio Vasco de Salud, 2004.
- [151] *Sterilization of FDM-manufactured parts*. Mireya Perez, Michael Blockb, David Espalina, Rob Winkerb, Terry Hoppeb, Francisco Medina, Ryan Wickera. 23th Annual International Solid Freeform Fabrication Symposium - Austin Texas, August 2012.
- [152] *Guideline for Disinfection and Sterilization in Healthcare Facilities*. William A. Rutala, David J. Weber, and the Healthcare Infection Control Practices Advisory Committee (HICPAC)., CDC - US Department of Health & Human Resources 2008.
- [153] *Plastics - Differential scanning calorimetry (DSC) - Part 3: Determination of temperature and enthalpy of melting and crystallization*. Norma ISO 11357-3:2011.
- [154] *Plastics - Determination of temperature of deflection under load - Part 1: General test method*. Norma ISO 75-1:2013.
- [155] *Standard Test Method for Deflection Temperature of Plastics Under Flexural Load*. Norma ASTM D648.
- [156] *Plastics - Thermoplastic materials - Determination of Vicat softening temperature (VST)*. Norma ISO 306:2013.
- [157] *Stratasys – Replacing tips on a toggle head*. [En línia] <https://www.youtube.com/watch?v=i-Y9wknIonI>. Darrera consulta, 28-XII-2017.
- [158] *SLS method & FDM process for 3D printing with Plastic*. Phil Lambert, May 13, 2014 [En línia] <http://www.sculpteo.com/blog/2014/05/13/right-plastic-production-method/>. Darrera consulta, 28-XII-2017.
- [159] *A multi-material virtual prototyping system*. Choi, S.H. i H.H. Cheung. 2005, Computer-Aided Design, Vol. 37, p. 123–136.
- [160] *Clean color: Improving multi-filament 3D prints*. Hergel, Lefevre. EUROGRAPHICS 2014 Volume 33 (2014), Number 2 B. Lévy and J. Kautz (Guest Editors).
- [161] Sistema QuickFill™ de Robox®. [En línia] <http://www.cel-robox.com>. Darrera consulta, 28-XII-2017.
- [162] *Crown Extruder*. Projecte de Cem Schnitzler. [En línia] <http://schnitzler.uk/Projects/the%20c.e.m%20crown%20extruder.html>. Darrera consulta, 28-XII-2017
- [163] Patent d'Autodesk® referida a la tecnologia FFF de multifilament. Page, James S. *Material Dispensing System*. United States Patent, US 2015-0093465.
- [164] *Diabase Engineering's Prosumer Hybrid 3D Printer*. Waterman P, Digital Engineering 247 magazine. July 23, 2018 [En línia] <https://www.digitalengineering247.com/article/diabase-engineerings-prosumer-hybrid-3d-printer/> Darrera consulta, 1-I-2019.

- [165] Capçals per a impressió 3D multimaterial de E3D®. [En línia] <https://e3d-online.com/hotends/multi-extrusion>. Darrera consulta, 28-XII-2017.
- [166] Kit de peces per muntar el capçal de doble broquet de Ulticreatr. [En línia] <http://ulti.creatr.it/en/2x/index.html>. Darrera consulta, 28-XII-2017.
- [167] *LulzBot TAZ Dual Extruder ToolHead v2*. Capçal de doble broquet. [En línia] www.lulzbot.com/store/tool-heads/lulzbot-taz-dual-extruder-tool-head-v2. Darrera consulta, 29-XII-2017.
- [168] Avantatges del capçal dual. [En línia] <http://3dprintersuperstore.com.au/products/flashforge-creator-pro>. Darrera consulta, 29-XII-2017.
- [169] Doble capçal basculant Spiderbot. [En línia]. <http://www.spiderbot.eu/en/technology/tilting-dual-head.html>). Darrera consulta, 29-XII-2017.
- [170] *The Dual and Quad: Reinvented 3D Printer extrusion head on Kickstarter* [En línia]. <http://www.3ders.org/articles/20130810-the-dual-and-quad-reinvented-3d-printer-extrusion-head-on-kickstarter.html>. Darrera consulta, 29-XII-2017.
- [171] *Single-motor double printer head 3D printer head mechanism*. Patent CN203528092U. 9-IV-2014.
- [172] *Process and apparatus to colour a part manufactured by 3d printing*. Da Silva, M.A. Patent de l'empresa BeeVC, EP2985134 A1. 17-II-2016
- [173] *Hands on With Spectrom's Color System*. Kerry Stevenson, blog de Fabbaloo. September 1, 2017 [En línia]. <http://www.fabbaloo.com/blog/2015/1/14/hands-on-with-spectroms-color-system>. Darrera consulta, 29-XII-2017.
- [174] *What's This? Another Full Color Desktop 3D Printer?* Kerry Stevenson, blog de Fabbaloo. September 1, 2017 [En línia]. <http://www.fabbaloo.com/blog/2017/9/1/whats-this-another-full-color-desktop-3d-printer>. Darrera consulta, 29-XII-2017.
- [175] *Rize One 3D Printer* [En línia]. <http://www.rize3d.com/printer>. Darrera consulta, 29-XII-2017.
- [176] [En línia]. http://es.aliexpress.com/store/product/Black-Peek-of-extrusion-head-for-Single-Dual-Triple-Extruder-Spart-Part-of-3D-Printer/1491446_32342012729.html. Darrera consulta, 29-XII-2017.
- [177] Capçal compacte amb 3 broquets de Polystrooder. [En línia]. <https://www.matterhackers.com/store/printer-accessories/polystrooder-tri-hotend-1.75mm>. Darrera consulta, 29-XII-2017.
- [178] *Multistruder quad extruder on kickstarter*. Todd Halterman, June 16, 2014. [En línia]. <http://www.3dprinterworld.com/article/multistruder-quad-extruder-kickstarter>. Darrera consulta, 29-XII-2017.
- [179] *Multi-color extruder*. Rong Guo. [En línia]. <http://reprap.org/wiki/Multicolor-extruder#Overview..> Darrera consulta, 29-XII-2017.
- [180] Impressora 3D Rova3D de 5 extrussors. [En línia]. <http://www.ordsolutions.com/rova3d-5-extruder-3d-printer/>. Darrera consulta, 29-XII-2017.
- [181] Capçals per a fabricació digital [En línia]. hyrel3d <http://www.hyrel3d.com/> Darrera consulta, 30-XII-2017.
- [182] *Retrofitment of a CNC machine for hybrid layered manufacturing*. K. P. Karunakaran et al. Int J Adv Manuf Technol (2009) 45:690–703, March 2009. DOI 10.1007/s00170-009-2002-2.
- [183] *Creating a dual X carriage*. Robert F-C (a. *Buildrob*) Jul 2013. [En línia]. <http://bukobot.com/creating-a-dual-x-carriage-bukobot>. Darrera consulta, 31-XII-2017.
- [184] *Flexo Printing meets 3D Printing*. Nessian Cleary, 15 June 2016. [En línia] <http://www.disruptivemagazine.com/features/flexo-printing-meets-3d-printing> Darrera consulta, 31-XII-2017.

Tesi Doctoral: Contribució a l'estudi de la impressió 3D per a la fabricació de models per facilitar l'assaig d'operacions quirúrgiques de tumors – Felip Fenollosa i Artés, 2019.

- [185] *AON-M 3D Printer*. [En línia]. <https://aon3d.com/aon-m-industrial-3d-printer/>. Darrera consulta, 31-XII-2017.
- [186] Impressores 3D Formbot®. [En línia]. <http://www.formbot3d.com>. Darrera consulta, 31-XII-2017.
- [187] *Method And Apparatus For Three Dimensional Printing Of Colored Objects*. Geoffrey Stahl et al. Patent d'Apple, May 2014. US20150343704A1.
- [188] *3D object printing device with at least two print heads and table interconnected via at least seven axes and method for their operation*. Tomkevicius, E. et al. Patent de l'empresa UAB Phantom Group, 6 May 2016. WO 2016067120 .
- [189] *Multirobotic 3D Printing* [En línia]. <http://www.modix3d.com/technology/>. Darrera consulta, 31-XII-2017.
- [190] Sistema de seqüenciació de filament Palette+ de Mosaic Manufacturing® [En línia]. <http://www.mosaicmanufacturing.com/pages/technology>. Darrera consulta, 31-XII-2017.
- [191] *Original Prusa i3 MK2/S Multi Material upgrade kit*. Official Josef Prusa Shop.[En línia]. <http://shop.prusa3d.com/en/3d-printers/118-original-prusa-i3-mk2-multi-material-upgrade.html>. Darrera consulta, 31-XII-2017.
- [192] *Build material switching*. Hugo Boyer et al. Patent de Makerbot®. US20140034214 A1 USA, 31 / Jul / 2012.
- [193] Plana web de Builder 3D [En línia]. <http://builder3dprinters.com/>. Darrera consulta, 31-XII-2017.
- [194] *3-way Quick-fit Extruder and Colour Blending Nozzle*. Richard Horne. [En línia]. <http://richrap.blogspot.com.es/2012/08/3-way-quick-fit-extruder-and-colour.html>. Darrera consulta, 31-XII-2017.
- [195] *Diamond Hotend makes multi-color 3D printing possible from a single nozzle*. Francis X Govers III, 13 April 2015I [En línia]. <https://newatlas.com/diamonhotend-color-3d-printer-extruder/36950/>. Darrera consulta, 31-XII-2017.
- [196] *Diamond Hotent* [En línia]. <http://reprap.me/diamond-hotend.html>. Darrera consulta, 31-XII-2017.
- [197] Video de Prodesk 3D de BotObjects [En línia]. <https://www.youtube.com/watch?v=X86mo6BSQlg> Darrera consulta, 31-XII-2017.
- [198] *Reprap Colour Mixing Project*. Corbett, James. Final Year M. Eng Project. University of Bath. Department of Mechanical Engineering. 2012.
- [199] [En línia]. <http://www.disruptivemagazine.com/opinion/autodesk-multi-material-fdm-patent-may-indicate-new-reference-3d-printing-hardware-platform#sthash.N2tFMXKA.dpuf>. Darrera consulta, 31-XII-2017.
- [200] Disseny de zona terminal de barreja de filaments en broquet extrusor. V.J. Geisler [En línia]. <https://www.thingiverse.com/thing:106611>. Darrera consulta, 31-XII-2017.
- [201] *Extrusión multifilamento para impresión 3D en color*. Víctor Andueza, XXXV Jornadas de Automática, 3-5 de septiembre de 2014, Valencia. ISBN-13: 978-84-697-0589-6 © 2014 CEA-IFAC.
- [202]. *Extrusor Multifilamento para Impresión 3D en color - Multifilament Extruder for a Color 3D Printer*. Video de V. Andueza [En línia]. <https://www.youtube.com/watch?v=rQTft04NpQE>. Darrera consulta, 31-XII-2017.
- [203] *Taiwanese engineer working on the world biggest CMYKW 3D Printer*. Alec Buren [En línia]. <https://www.3ders.org/articles/20141124-taiwanese-engineer-working-on-the-world-biggest-cmykw-3d-printer.html>. Darrera consulta, 31-XII-2017.
- [204] *PAM series P: Polymer Additive Manufacturing* de Pollen® [En línia]. <http://www.pollen.am>. Darrera consulta, 24-IV-2019.

Tesi Doctoral: Contribució a l'estudi de la impressió 3D per a la fabricació de models per facilitar l'assaig d'operacions quirúrgiques de tumors – Felip Fenollosa i Artés, 2019.

- [205] *Breast Cancer Stem Cell Culture and Enrichment Using Poly(ϵ -Caprolactone) Scaffolds*. De Ciurana J. et al. *Journal Molecules* 2016, 21, 537; doi: 10.3390/molecules21040537, ISSN 1420-3049
- [206] *Preparation and Characterization of a 3D-printed Scaffold Based on a Functionalized Polyester for Bone Tissue Engineering Application*. Seyednejad et al. *Functionalized Polyesters* 7, no. 5 (2012): 87 doi: 10.1016/j.actbio.2011.01.018. Epub 2011 Jan 15.
- [207] *Soft Elastomers for Fused Deposition Modeling*. Elkins et al, 1997. *Proceedings of 8th Solid Freeform Fabrication Symposium*, Austin, Texas, p 441.
- [208] *What is the best flexible filament for my 3D printing needs?* 3D Matter, 11 Nov 2015 [En línia]. <http://my3dmatter.com/what-is-the-best-flexible-filament-for-my-3d-printing-needs/>. Darrera consulta, 31-XII-2017.
- [209] *How to 3D Print with Flexible Filament*. Steve Wood, 2014 [En línia]. <http://www.gyrobot.co.uk/blog/how-to-3d-print-with-flexible-filaments> Darrera consulta, 31-XII-2017.
- [210] *How To Succeed When Printing With Flexible Filament*. Alec Richter, 3 May 2017. <https://www.matterhackers.com/news/how-to-succeed-when-printing-with-flexible-filament>.
- [211] *Ultimaker 2 Straight tube flexible filament spool holder*. [En línia]. <https://www.youmagine.com/designs/ultimaker-2-straight-tube-flexible-filament-spool-holder>. Darrera consulta, 31-XII-2017.
- [212] Flexion Extruder®, de Diabase Engineering® [En línia]. <https://flexionextruder.com/>. Darrera consulta, 31-XII-2017.
- [213] Filaments de l'empresa Matterhackers® [En línia]. <https://www.matterhackers.com/3d-printer-filament-compare>. Darrera consulta, 1-I-2018.
- [214] Filaments de l'empresa Filament2print® [En línia]. <http://filament2print.com/es/pla-especial/660-pla-soft-flexible.html>. Darrera consulta, 1-I-2018.
- [215] Filament SBS de Filamentarno® [En línia]. <https://www.craftbot.nl/2016/04/26/sbs-filament-english/>. Darrera consulta, 1-I-2018.
- [216] Filaments de l'empresa Taulman3D® [En línia]. <http://taulman3d.com>. Darrera consulta, 1-I-2018.
- [217] Filaments de l'empresa NinjaTek® [En línia]. <https://ninjatek.com/products/filaments>. Darrera consulta, 1-I-2018.
- [218] Filaments de l'empresa Recreus® [En línia]. <http://recreus.com>. Darrera consulta, 1-I-2018.
- [219] Filaments de l'empresa Formfutura® [En línia]. <http://www.formfutura.com/>. Darrera consulta, 1-I-2018.
- [220] *POROLAY / print porous & fibrous objects (foam, felt, jelly) a new 3D-Filament/2013*. Video de Kay Parthy, 2013 [En línia]. <https://www.youtube.com/watch?v=Pkaus3DN2w0>. Darrera consulta, 1-I-2018.
- [221] *3D printing antagonistic systems of artificial muscle using projection stereolithography*. Peele et al. 9 September 2015 ©2015IOP Publishing Ltd *Bioinspiration&Biomimetics*, Volume 10, Number 5 Special Issue on Bioinspired Soft Robotics.
- [222] *3D printed heart made from 'elastomeric foam' holds promise for prosthetics, robots*. *Benedict 3Ders*, Oct 10, 2015 [En línia]. <http://www.3ders.org/articles/20151010-3d-printed-heart-made-from-elastomeric-foam-holds-promise-for-prosthetics-robots.html>. Darrera consulta, 1-I-2018.
- [223] Fotografia de Trevor Jackson d'esponja impresa en GEL-LAY® (GlobalFSDcustomer) [En línia]. <https://3dprint.com/45683/globalfsd-filament-samples-2/>. Darrera consulta, 1-I-2018.

[224] *The chemical, mechanical, and physical properties of 3D printed materials composed of TiO₂-ABS nanocomposites*. Hartings et al. Science and Technology of Advanced Materials. Volume 17, 2016 - Issue 1. Pages 89-97, 1 Apr 2016.

[225] Filament Primalloy [En línia]. <http://www.verbatim.es/es/prod/verbatim-primalloy-175mm-500g-white-55500/>. Darrera consulta, 1-I-2018.

[226] Filament de l'empresa NEXEO 3D ARNITEL®ID 2045 [En línia] https://www.nexeo3d.com/nexeo3d/ccrz_ProductDetails?viewState=DetailView&cartID=&sku=16105727&isCSRFlow=true&portalUser=&store=&cclcl=en_US. Darrera consulta, 1-I-2018.

[227] *3D Printing Patent Landscape*. John Hornick, Jul 17, 2017, [En línia]. <https://3dprint.com/181207/3d-printing-patent-landscape/>. Darrera consulta, 2-I-2018.

[228] *More 3d printing patents are expiring soon: here's a roundup*. John Hornick and Anita Bhushan, 3 October 2016 [En línia]. <https://3dprintingindustry.com/news/more-3d-printing-patents-are-expiring-soon-heres-a-roundup-96561/>. Darrera consulta, 2-I-2018.

[229] *Ember. Autodesk Standard Clear Prototyping Resin (PR48)*. [En línia]. <https://discourse-cdn-sjc1.com/standard3/uploads/autodesk/original/1X/1b755fa09bb75aae7395f2ffccd444c68b06f3ba.pdf>. Darrera consulta, 2-I-2018.

[230] *UV Curing: Part Three; Free Radical Photoinitiators*. Jeffrey Gotro, January 25, 2016 [En línia]. <http://polymerinnovationblog.com/uv-curing-part-three-free-radical-photoinitiators/>. Darrera consulta, 2-I-2018.

[231] *UV/Vis Light Curing Process*. Spectra Group Limited inc. [En línia]. <http://www.sglinc.com/Home/AboutUs/BlogSpectraGroup/UVVisLightCuringProcess.aspx>. Darrera consulta, 2-I-2018.

[232] *UV-curable compositions*. Kevin Brian Hatton, Vantico AG. Patent WO 2001019895. 22 Març 2001.

[233] *Polyjet materials*. Stratasys®. [En línia]. <http://www.stratasys.com/materials/material-safety-data-sheets/polyjet>. Darrera consulta, 2-I-2018.

[234] Resines SOMOS® de DSM® [En línia]. https://www.dsm.com/products/somos/en_US/home.html. Darrera consulta, 2-I-2018.

[235] Resines VisiJet i Accura de 3DSystems [En línia]. <https://www.3dsystems.com/materials/professional>. Darrera consulta, 2-I-2018.

[236] Resines PolyJet de Stratasys [En línia]. <http://www.stratasys.com/materials/polyjet>. Darrera consulta, 2-I-2018.

[237] Resines Plastcure de Prodways [En línia]. <http://www.prodways.com/en/material/> Darrera consulta, 2-I-2018.

[238] Resines de Formlabs [En línia]. <https://formlabs.com/materials/standard/>. Darrera consulta, 2-I-2018.

[239] Resines de FunToDo [En línia]. <http://www.funtodo.net/our-3d-resin-blends.html>. Darrera consulta, 3-I-2018.

[240] Resines de Spot-A Materials [En línia]. <http://spotamaterials.com/>. Darrera consulta, 3-I-2018.

[241] *Preoperative Planning of Percutaneous Nephrolithotomy Using Three-Dimensional (3D) Printed Models of Complex Kidney Stones*. Kyle Spradling, Jaime Landman 2015. Department of Urology University of California, USA.

[242] *New Oligomers for 3Dprinting inks*, Ahmet Nebioglu, Dymax Oligomers & Coatings. RadTech 2016 Conference.

Tesi Doctoral: Contribució a l'estudi de la impressió 3D per a la fabricació de models per facilitar l'assaig d'operacions quirúrgiques de tumors – Felip Fenollosa i Artés, 2019.

- [243] Resina EPU-60 de Carbon. [En línia]. <http://www.carbon3d.com/materials>. Darrera consulta, 3-I-2018.
- [244] *Paints and varnishes — Determination of the pot life of multicomponent coating systems — Preparation and conditioning of samples and guidelines for testing*. Norma ISO 9514:2005 on es detallen els procediments per a la mesura del *pot life* per a pintures i vernissos.
- [245] *Structural adhesives - Determination of the pot life (working life) of multi-component adhesives*. Norma ISO 10364:2015 on es detallen els procediments per a la mesura del *pot life* per a adhesius estructurals.
- [246] *Physical Properties Bulletin PlatSil® 71-Series, 73-Series & PlatSil® Gel Series Silicone Rubber Products, Polytek®* [En línia]. https://www.polytek.com/sites/default/files/71-73-PlatSilGels_PhysicalProperties_Polytek_0.pdf. Darrera consulta, 9-I-2018.
- [247] *Medical Simulation: Creating Your Own Silicone Suture Training Pad*, de Smooth-On® [En línia]. <https://www.smooth-on.com/tutorials/creating-silicone-suture-pad/>. Darrera consulta, 9-I-2018.
- [248] 'Quick view' comparisons of casting materials. Blog de David Neat, 8 abril 2014 [En línia]. <https://davidneat.wordpress.com/tag/what-is-the-pot-life/>. Darrera consulta, 9-I-2018.
- [249] *Introducing the Discov3ry 2.0* de Structur3d Printing [En línia]. <http://www.structur3d.io/> Darrera consulta, 9-I-2018.
- [250] *Printability of elastomer latex for additive manufacturing or 3D Printing*. Clarke et al., Journal of Applied Polymer Science.
- [251] *KiloPrint: A large scale, multi-format 3D Printer*. Open 3DP, Universitat de Washington, USA. [En línia]. <http://depts.washington.edu/open3dp/2015/06/kiloprint-a-large-scale-multi-format-3d-printer/>. Darrera consulta, 9-I-2018.
- [252] *Water-based Engineering & Fabrication: Large-Scale Additive Manufacturing of Biomaterials*. Laia Mogas Soldevila and Neri Oxman. Massachusetts Institute of Technology, Dept. of Architecture and Urban Planning, Media Lab. Materials Research Society. MRS 2015 - Symposium NN. Adaptive Architecture and Programmable Matter: Next Generation Building Skins and Systems from Nano to Macro.
- [253] *Ophthalmic Optics – Contact Lenses, Part 4: Physicochemical Properties of Contact Lens Material*. Normativa ISO 18369-4, on es detalla al punt 4.6 el mètode de càlcul del EWC d'un hidrogel.
- [254] *3D Printing scaffolds with hydrogel materials for biomedical applications*. Wentao Shi, Ran He, Yaling Liu. European Journal of Bio Medical Research, 2015 ISSN: 2428-5544
- [255] *Cell and Organ Printing. Chapter 13: 3D-Fiber Deposition for Tissue Engineering and Organ Printing Applications*. N.E. Fedorovich, L. Moroni, J. Malda, J. Alblas, C.A. van Blitterswijk, and W.J.A. Dhert. Editors B. Ringeisen B. Spargo, P. Wu ISBN 978-90-481-9144-4 Springer Science+Business Media B.V. 2010.
- [256] *Mechanical behaviour of p(HEMA) hydrogel for disc prosthesis on lumbar spine*. I. Rotaru, D. Oлару. Journal of Optoelectronics and Advanced Materials 16(7-8):881-886, July 2014.
- [257] *Rapid fabrication of complex 3D extracellular microenvironments by dynamic optical projection stereo-lithography*. Zhang AP, Qu X, Soman P, et al. Advanced Materials. 2012;24(31): 4266-4270.
- [258] *Rapid prototyping of scaffolds derived from thermoreversible hydrogels and tailored for applications in tissue engineering*. Landers R, Hubner U, Schmelzeisen R, Mulhaupt R. Biomaterials (2002) 23:4437–4447.
- [259] *3D Printing of Extremely Tough Hydrogel*. Royal Society of Chemistry Advances. Junhua Wei et al. (RSC Adv.), 2015,5, 81324-81329.
- [260] *Hydrogel Bioprinted Microchannel Networks for Vascularization of Tissue Engineering Constructs*. Luiz E. Bertassonia et al. Lab Chip. 2014 July 7; 14(13): 2202–2211. doi:10.1039/c4lc00030g.

Tesi Doctoral: Contribució a l'estudi de la impressió 3D per a la fabricació de models per facilitar l'assaig d'operacions quirúrgiques de tumors – Felip Fenollosa i Artés, 2019.

- [261] *The Magic Candy Factory is Unveiled - 3D Print Custom Gummy Candies*. Eddie Krassenstein, Agost 2015, Revista 3DPrint [En línia]. <https://3dprint.com/92756/the-magic-candy-factory/>. Darrera consulta, 10-I-2018.
- [262] *3D printed bionic ears*. M. S. Mannoor, Z. Jiang, T. James, Y. Lin Kong, K. A. Malatesta, W. O. Soboyejo, N. Verma, D. H. Gracias, M. C. McAlpine., Nano Lett. 13, 2634–2639 (2013).
- [263] Imatge de peça multimaterial a *PolyJet™ Materials de Stratasys®* [En línia]. <https://www.padtinc.com/downloads/Stamp%20PolyJetMaterialsBrochure-08-13.pdf>. Darrera consulta, 10-I-2018.
- [264] *Design With Brilliance. Stratasys®* [En línia]. http://www.stratasys.com/landing/stratasys_j750_ebook. Darrera consulta, 10-I-2018.
- [265] *Synthetic Anatomy: A study into multi-material 3D printing and its application in prosthetics*. J. Goulding, S. Crane, B. Guy. INDN 381 Trimester 2 2013, Faculty of Design at the Victoria. University of Wellington.
- [266] Imatge d'orella impresa en 3D amb silicona mitjançant Preeflow® de ViscoTec® [En línia]. <http://trends.directindustry.com/preeflow-viscotec-pumpen-u-dosierttechnik-gmbh/project-21091-134932.html>. Darrera consulta, 11-I-2018.
- [267] *San Draw - World's First Silicone 3D Printing Service!* [En línia]. <http://www.sandraw.co/>. Darrera consulta, 11-I-2018.
- [268] *Finally! Medical Students Have Realistic 'Arm' to Practice on with 3D Printed IV Injection Trainer* Bridget Butler Millsaps, Juliol 2016. Revista 3DPrint [En línia]. <https://3dprint.com/141965/3d-printed-iv-injection-trainer/>. Darrera consulta, 11-I-2018.
- [269] *Printing with Silicones. Building 3D Objects Layer by Layer*. Wacker Chemie AG® [En línia]. https://www.wacker.com/cms/media/en/documents/feature-pdf/3d_druck.pdf. Darrera consulta, 11-I-2018.
- [270] *Bioprinting Technology: A Current State-of-the-Art Review*. Amer B. Dababneh, Ibrahim T. Ozbolat. Journal of Manufacturing Science and Engineering. December 2014, Vol. 136 / 061016-1 [DOI: 10.1115/1.4028512].
- [271] *Three-Dimensional Printing of Elastomeric, Cellular Architectures with Negative Stiffness*. Duoss et al., 2014. Advanced Functional Materials. DOI: 10.1002/adfm.201470210.
- [272] *SDS and CSD extruders*. Hyrel® [En línia]. <http://www.hyrel3d.com/modular-heads/sds-and-csd-heads/>. Darrera consulta, 11-I-2018.
- [273] *Introducing the Discov3ry 2.0* [En línia]. <http://www.structures3d.io/>. Darrera consulta, 14-I-2018.
- [274] *Discov3ry Extruder Do more than ever with your 3D Printer*. I am A backer, June 2014 [En línia]. <http://www.iamabacker.com/2014/06/discov3ry-extruder-do-more-than-ever.html>. Darrera consulta, 14-I-2018.
- [275] Blog de Structur3D Printing (fundada per Charles Mire i Andrew Finkle a Waterloo, Ontario, Canada) [En línia]. <https://pinshape.com/blog/guest-blog-structure-io-3d-printing-pastes/>. Darrera consulta, 14-I-2018.
- [276] *Dosificador monocomponent Fisnar JB1113N Analog Dispensing Controller*. [En línia]. <https://www.fisnar.com/products/fluid-dispensers/dispensing-controllers/jb1113n-analog-dispensing-controller/>. Darrera consulta, 14-I-2018.
- [277] *Precision Fluid Handling*. Chuck Lewin, Performance Motion Devices, Inc. [En línia]. https://www.pmdcorp.com/resources/case_studies/4. Darrera consulta, 14-I-2018.
- [278] *Silicone 3D Printing Process*. Aidan Leitch, 2015. [En línia]. <https://www.youmagine.com/designs/silicone-3d-printing-process>. Darrera consulta, 14-I-2018.

Tesi Doctoral: Contribució a l'estudi de la impressió 3D per a la fabricació de models per facilitar l'assaig d'operacions quirúrgiques de tumors – Felip Fenollosa i Artés, 2019.

- [279] *Conceptualització, disseny i materialització d'un sistema extrusor de xocolata continu per a impressores 3D per deposició de material*. Roger Cardona, Projecte Final de Carrera ETSEIB-UPC Setembre 2016. [En línia]. <http://upcommons.upc.edu/handle/2117/103733>. Darrera consulta, 14-I-2018.
- [280] *Product Data Sheet TS7000IMP Series Rotary Valve*. Techcon Systems [En línia] <http://www.techconsystems.com/images/companies/pdf/datasheets/dispensing-valves/TS7000-Data-Sheet.pdf>. Darrera consulta, 14-I-2018.
- [281] Gamma de productes Preeflow™ eco-DUO® de ViscoTec® [En línia]. <https://www.preeflow.com/en/products/2k-dispenser/>. Darrera consulta, 14-I-2018.
- [282] *How to print two component materials by a 3D-printer?* Video de ViscoTec® [En línia]. <https://www.youtube.com/watch?v=NPEYk0QadwQ>. Darrera consulta, 14-I-2018.
- [283] *Road to Better Paste Extrusion, episode 3: Industrial quality 3D printing of paste materials with ViscoTec Moineau Pump*. Blog de Unfold, desembre 2014. [En línia]. <http://www.unfoldfab.blogspot.com.es>. Darrera consulta, 14-I-2018.
- [284] *Moineau stepper extruder Luer lock updates*. Unfold, gener 2012 [En línia] <https://www.thingiverse.com/thing:16741>. Darrera consulta, 14-I-2018.
- [285] Principi funcional de les microvàlvules de solenoide de Gyger [En línia]. <https://www.fgyger.ch/micro-valves/functional-principle/?lang=en>. Darrera consulta, 14-I-2018.
- [286] *Equipment for printing of high viscosity liquids and molten metals*. Houben, R. J.. tesis doctoral Universitat de Twente, Setembre 2012. DOI: 10.3990/1.9789036534048.
- [287] *Low-Cost Inkjet Process for 3-D Printing*. Schmitt, Christopher T., (2016). Mechanical Engineering Undergraduate Honors Theses. 54. <http://scholarworks.uark.edu/meeguht/54>.
- [288] *Should Stratasys be Worried? London Man is Developing a Polymer Jetting 3D Printer for Under \$2000*. Eddie Krassenstein, Setembre 2014, Revista 3DPrint [En línia]. <https://3dprint.com/14131/polymer-jetting-3d-printer/>. Darrera consulta, 14-I-2018.
- [289] Vàlvula jet Liquidyn P-Dot CT® de Nordson®. [En línia]. <http://www.nordson.com/en/divisions/efd/products/jet-dispensers/p-dot-valve>. Darrera consulta, 14-I-2018.
- [290] Impressores 3D de nScrypt® [En línia]. <https://www.nscrypt.com/3d-printing/>. Darrera consulta, 14-I-2018.
- [291] *Mixing chaotic advection and turbulence*. Ottino, J.M. Annual Review of Fluid Mechanics, January 1990. Vol 22, pg. 207- 254.
- [292] *Static mixers: Mechanisms, applications, and characterization methods – A review*. Ghanem A. et al. Chemical Engineering Research and Design. Volume 92, Issue 2, February 2014, pg. 205-228.
- [293] GXR Static Mixer Product Bulletin. GXR-2.1 (11/22/07) © 2007 StaMixCo LLC [En línia]. [http://www.stamixco-usa.com/files/3-Content-PDF-Files/PDF-06.0\)%20GXR%20Static%20Mixer%20Technical%20Bulletin.pdf](http://www.stamixco-usa.com/files/3-Content-PDF-Files/PDF-06.0)%20GXR%20Static%20Mixer%20Technical%20Bulletin.pdf). Darrera consulta, 16-I-2018.
- [294] *Development of Multi-Arm Bioprinter for Hybrid Biofabrication of Tissue Engineering Constructs*. Ozbolat, I., Chen, H., and Yu, Y., 2014, Rob.Comput.-Integr. Manuf., 30(3), pp. 295–304.
- [295] *Mixing & Dispensing units – Mixing Head*. Robotek®. [En línia]. <http://www.robotek.de/mobile/?sayfa=products&id=5>. Darrera consulta, 16-I-2018.
- [296] *Active mixing of complex fluids at the microscale. School of Engineering and Applied Sciences*. Thomas J. Ober, Daniele Foresti and Jennifer A. Lewis., Wyss Institute for Biologically Inspired Engineering, Harvard University, Cambridge, MA 02138. Edited by Howard A Stone, Princeton University, Princeton, NJ, August 25, 2015.

- [297] *Summary Report on Phase I. Results From the 3D Printing in Zero-G*. T.J. Prater, Q.A. Bean, R.D. Beshears, T.D. Rolin, N.J. Werkheiser, E.A. Ordonez, R.M. Ryan, and F.E. Ledbetter III. Technology Demonstration Mission, Volume I. Marshall Space Flight Center, Huntsville, Alabama. NASA/TP—2016–219101.
- [298] *Active transmembrane drug transport in microgravity: a validation study using an ABC transporter model*. Vaquer S, Cuyàs E, Rabadán A, González A, Fenollosa F, de la Torre R.. F1000 Research. 2014; 3: 201. DOI 10.12688/f1000research.4909.1
- [299] *Method and apparatus for additive manufacturing*. Fripp, T. et al. Fripp Design Limited. Patent Subsurface Catalisation WO2015059502A1. 30 Abril 2015.
- [300] 3D Printing Silicone Ear Plugs. Video de Fripp Design Limited® [En línia]. <https://www.youtube.com/watch?v=dJBIvIvQBo>. Darrera consulta, 16-I-2018.
- [301] *Three-dimensional printing of complex biological structures by freeform reversible embedding of suspended hydrogels*. Thomas J. Hinton et al. Science Advances 23 Oct 2015:Vol. 1, no. 9, e1500758. DOI: 10.1126/sciadv.1500758.
- [302] *Robot-assisted Rapid Prototyping for ice structures*. Sijpkens P. et al. Robotics and Automation, 2009. ICRA '09. IEEE International Conference on. DOI: 10.1109/ROBOT.2009.5152317.
- [303] *Cryogenic 3D Printing of Super Soft Hydrogels*. Zhengchu Tan et al. Scientific Reports – Nature. Published online 24 Nov 2017. [En línia]. www.nature.com/scientificreports. Darrera consulta, 16-I-2018.
- [304] *The Sweetest Punch Effects of 3D-printed Surface Textures and Graphic Design on Ice-Cream Evaluation*. Van Rompay, T.J.L., Kramer, L-M., Saakes, D. Food Quality and Preference. Vol.68, pages 198-204, September 2018.
- [305] *A 3D bioprinting system to produce human-scale tissue constructs with structural integrity*. Hyun-Wook Kang, Sang Jin Lee, In Kap Ko, Carlos Kengla, James J Yoo & Anthony Atala. Nature Biotechnology 34, 312–319 (2016) doi:10.1038/nbt.3413. Published online 15 February 2016.
- [306] *Cost-effective, personalized, 3D-printed liver model for preoperative planning before laparoscopic liver hemihepatectomy for colorectal cancer metastasis*. Witowski, J.S., Pędziwiatr, M., Major, P. et al. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery. (2017). <https://doi.org/10.1007/s11548-017-1527-3>. Springer International Publishing.
- [307] *Planificació virtual e impressió 3D para el tractament de tumors abdominals*. tesis Doctoral de Lucas Krauel Giménez-Salinas, 12 de juliol 2017. Universitat de Barcelona.
- [308] *El Hospital Sant Joan de Déu y HP transforman las pruebas de diagnóstico por imagen en una aventura en el espacio*. Nina Jareño 26/09/2014. Revista “Interempresas”. [En línia] <http://www.interempresas.net/Graficas/Articulos/127215-Hospital-Sant-Joan-Deu-HP-transforman-pruebas-diagnostico-imagen-aventura-espacio.html>. Darrera consulta, 22-VII-2018.
- [309] *Ventricular puncture trainer*. Monclús E., Muñoz-Pandiella I., Brunet P., Conesa G. (2012). CEIG 2012: XXII Spanish conference of computer graphics, pp 45–48.
- [310] *Fundació CIM a TVE - Impressió 3D aplicada a la extirpació de un tumor*. Video del 23 de juliol de 2014. [En línia] <https://www.youtube.com/watch?v=wzAZE5m1izE>. Darrera consulta, 19-VIII-2018.
- [311] *Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine*. Ratner, B., Hoffman A., Schoen F., Lemons J. 1997, Academic Press Elsevier. ISBN 978-0-12-374626-9.
- [312] Thermoplastic Polyurethane Elastomers. Elastollan® –Material Properties. BASF. [En línia]. <http://www.polyurethanes.basf.de/pu/solutions/en/>. Darrera consulta, 27-X-2018.
- [313] *Essential Biomaterials Science*. Williams, David. Cambridge Texts in Biomedical Engineering. Cambridge University Press, 2014. ISBN 978-0-521-89908-6.
- [314] *Implementació d'un capçal tipus plat revòlver a 5 colors per a la impressora BCN3D+*. Baldellou, Genís. Treball Final de Grau (GETI) ETSEIB-UPC, curs acadèmic 2016-2017.
- Tesi Doctoral: Contribució a l'estudi de la impressió 3D per a la fabricació de models per facilitar l'assaig d'operacions quirúrgiques de tumors – Felip Fenollosa i Artés, 2019.*

- [315] *Disseny d'un capçal extrusor multicolor sense cambra barrejadora per una impressora de prototipatge ràpid de deposició fosa de plàstic i redisseny de la màquina per adaptar-la al capçal*. Llenas, Lluís. Treball Final de Grau (GETI) ETSEIB-UPC, curs acadèmic 2014-2015.
- [316] *Progress and Trends in Ink-jet Printing Technology*. Hue P. Le. Journal of Imaging Science and Technology — Volume 42, Number 1, January/February 1998. ISSN 1062-3701.
- [317] *Inkjet printing - the physics of manipulating liquid jets and drops*. Martin G. D., Hoath S. D. and Hutchings I. M. Journal of Physics: Conference Series, Volume 105 © 2008 IOP Publishing Ltd.
- [318] *Coloració de la Impressió 3D*. Ramon, Carles. Avantprojecte per a la titulació en Grau en Enginyeria Mecànica a la EUPM, primavera 2015.
- [319] *Disseny d'un capçal extrusor amb barrejador actiu per una impressora de prototipatge ràpid de deposició fosa de plàstic i redisseny de la màquina per adaptar-la al capçal*. Vilarrasa, Olma. Treball Final de Grau (GETI) ETSEIB-UPC, octubre 2015.
- [320] *Semicosil UV® Curing at the speed of light*. WackerChemie AG® [En línia]. http://www.aws-silicone.com/dcms-download-file/index/path/uploadMediaPath/other/Curing_at_the_Speed_of_Light_eng.pdf. Darrera consulta, 27-I-2018.
- [321] *Desenvolupament d'un sistema per a la fabricació de prototips d'ús mèdic mitjançant tecnologies d'impressió 3D amb líquids solidificables*. González, Fernando; Regidor, Miquel. Treball Fi Màster en Ciència i Enginyeria dels Materials / EEIGM. EEBE-UPC – Universitè de Lorraine, febrer 2017.
- [322] *Disseny d'un capçal revòlver pel canvi de filament en una impressora de prototipatge ràpid*. Vives, Carles. Projecte Final de Carrera ETSEIB-UPC, curs acadèmic 2014-2015.
- [323] *Georges Seurat: The Art of Vision*. Michelle Foa, Yale University Press, 14 de jul. 2015.
- [324] *Efficient cooling with tool inserts manufactured by electron beam melting*. Rännar L-E et al. Rapid Prototyping Journal 13(3):128-135 June 2007. DOI: 10.1108/13552540710750870.
- [325] *Advancing on a multicolor solution for 3D printer: a simplified nozzle able to extrude two different colors*. Sommerfeld, E. Master thesis, ETSEIB-UPC June 2016.
- [326] *Implementació d'un capçal extrusor de tres colors per a la impressora BCN3D® Sigma*. Rey, Laura. Treball Final de Grau (GETI) ETSEIB-UPC, curs acadèmic 2016-2017.
- [327] *Disseny i construcció d'un prototip per a la impressió 3D amb poliuretà de duresa variable per a la millora dels assajos quirúrgics*. López, Alejandro. Projecte Final de Carrera ETSEIB-UPC, febrer 2016.
- [328] *Estudio de diferentes resinas para la impresión 3D de prototipos*. Aoustin, Eliott; Boyaval, Hugo. Treball Fi Màster en Ciència i Enginyeria dels Materials / EEIGM. EEBE-UPC – Universitè de Lorraine, febrer 2018.
- [329] *Product Information Gels. Dow Corning® 3-6371 UV Gel* [En línia]. <http://www.dowcorning.com/DataFiles/090276fe80271376.pdf>. Darrera consulta, 27-I-2018.
- [330] *UV Cure Silicone Rubber Brochure*. Momentive® [En línia]. <https://www.momentive.com/en-US/Categories/Elastomers/UV-Cure-Silicone-Rubber/>. Darrera consulta, 27-I-2018.
- [331] *Technical Data Sheet n° SIL 11 574 3 – December 2011*. Bluestar® [En línia]. https://silicones.elkem.com/EN/our_offer/Product/90012900/ /BLUESIL-UV-1-V-350. Darrera consulta, 27-I-2018.
- [332] *Technical Data ThreeBond® 3013R Soft UV Light Curing Adhesive* [En línia]. [http://tranzistor.ru/bitrix/TB/TDs_ENG/3013R%20\(30F220G\).pdf](http://tranzistor.ru/bitrix/TB/TDs_ENG/3013R%20(30F220G).pdf). Darrera consulta, 27-I-2018.
- [333] *Acticure® 4000 Ultraviolet/Visible Spot Cure System* [En línia]. https://www.artisanng.com/info/exfo_acticure4000_datasheet.pdf. Darrera consulta, 28-I-2018.

Tesi Doctoral: Contribució a l'estudi de la impressió 3D per a la fabricació de models per facilitar l'assaig d'operacions quirúrgiques de tumors – Felip Fenollosa i Artés, 2019.

- [334] *Desenvolupament d'un prototip de baixa duresa per a millorar els assajos quirúrgics mitjançant la impressió en 3D*. Pi i Savall, Berta. Treball Final de Grau (GETI) ETSEIB-UPC, juny 2017.
- [335] Sigma R17 de BCN3D® en tecnologia FFF-IDEX. [En línia] <https://www.bcn3dtechnologies.com/en/3d-printer/bcn3d-sigma/>. Darrera consulta, 28-I-2018.
- [336] *Colored fused filament fabrication*. Song H., Lefebvre S. INRIA. Computational Geometry, arXiv:1709.09689. Cornell University Library, setembre 2017.
- [337] *Continuously-variable material properties in RepRap 3D Printing*. Taubert, P. MSc Dissertation Module ME50185, Department of M.E. University of Bath, octubre 2012.
- [338] *3D Simulation of the fluted mixer element behavior*. Kubik P. et al. ANTEC 2010 Plastics pg. 434-439, Society of Plastics Engineers ISBN 978-0-9753707-8-0.
- [339] *Poly(lactic acid)/low density polyethylene polymer blends: Preparation and characterization*. Kotiba Hamad et al. Asia-Pacific Journal of Chemical Engineering 7(S3). August 2012. DOI: 10.1002/apj.1649.
- [340] *BCN3D® Cura*. Programari de codi obert per a la gestió per a impressió 3D de fitxers stl [En línia]. <https://www.bcn3dtechnologies.com/ca/3d-printer/bcn3d-cura/>. Darrera consulta, 26-I-2018.
- [341] *Desenvolupament i assaig d'un sistema d'impressió 3D multicolor/multimaterial en tecnologia FFF amb cambra de barreja activa*. Roig, Lluís. Treball Final de Grau (GETI) ETSEIB-UPC, setembre 2016.
- [342] *Surface Roughness Estimation for FDM Systems*. Nourghassemi B., Ryerson University, degree of Master of Applied Science in the program of Mechanical Engineering. Toronto, Ontario, Canada, 2011.
- [343] *BCN3D - Acetone Vapor Smoothing Treatment for ABS Parts*. Vídeo de BCN3D® [En línia]. <https://www.youtube.com/watch?v=Jv-CbnB8Uz4>. Darrera consulta, 28-I-2018.
- [344] *Development of a patients-specific 3D-printed preoperative planning and training tool, with functionalized internal surfaces, for complex oncologic cases*. Asier Muguruza Blanco, Lucas Krauel and Felip Fenollosa Artés. Rapid Prototyping Journal, June 2018. © Emerald Publishing Limited 2018. <https://doi.org/10.1108/RPJ-03-2018-0063>
- [345] Pàgina web de CD Indexers® [En línia] <https://www.cdsindexers.eu>. Darrera consulta 11-08-2017.
- [346] Plana web de Stepcraft® [En línia] <https://stepcraft.us/>. Darrera consulta, 23-I-2018.
- [347] Canal Youtube de Markus Seidt (àlies Wokbrenner o Foehnsturm) [En línia]. <https://www.youtube.com/watch?v=fZJa7rvmglc>. Darrera consulta, 23-I-2018.
- [348] *Fast magnetic hotend changer*. Vídeo de René Jurack [En línia]. <https://www.youtube.com/watch?v=yqk5P5jW644>. Darrera consulta, 23-I-2018.
- [349] Plana web de Magnetic tool Changer m [En línia]. <https://magnetic-tool-changer.com>. Darrera consulta, 23-I-2018.
- [350] *Research and Development: Motion System and Tool-Changer*. Bloc de E3D (Elzabi) 21 de març 2018 [En línia]. <https://e3d-online.com/blog/2018/03/21/tool-changer-q/>. Darrera consulta, 17-VI-2018.
- [351] *Adaptación de una impresora 3D a un sistema de impresión de cuatro cabezales independientes*. Millet, Marc. Treball Final de Grau (GETI) ETSEIB-UPC, juny 2018.
- [352] *Large volume syringe pump extruder for desktop 3D printers*. Pusch K., Hinton T.J., Feinberg A.J. Department of Biomedical Engineering, Carnegie Mellon University, United States. Accepted 9 February 2018. HardwareX 3 (2018) 49–612468-0672/ © 2018 The Authors. Published by Elsevier Lt.
- [353] *Desarrollo de las tecnologías FA multimaterial*. Valbuena, Rubén. Treball Final de Grau (GETI) ETSEIB-UPC, juny 2018.

Tesi Doctoral: Contribució a l'estudi de la impressió 3D per a la fabricació de models per facilitar l'assaig d'operacions quirúrgiques de tumors – Felip Fenollosa i Artés, 2019.

[354] Pàgina web de Duet3D® . [En línia]. <https://www.duet3d.com/> . Darrera consulta 7-VII-2018.

[355] Pàgina web de RepRap Firmware . [En línia]. https://reprap.org/wiki/RepRap_Firmware. Darrera consulta 7-VII-2018.

[356] Pàgina web de programació en *G-code* per a la Duet3D. [En línia] <https://duet3d.dozuki.com/Wiki/Gcode>. Darrera consulta 7-VII-2018.