

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Departamento de Engenharia Metalúrgica e de Materiais

**Desenvolvimento de um dispositivo para avaliação
dimensional de um processo de fabrico de implantes
dentários**

João Diogo Cardoso de Carvalho

Mestrado Integrado em Engenharia Metalúrgica e de Materiais

Dissertação realizada sob orientação do Professor Mestre Vitor Martins Augusto e coorientada por Professor Doutor Casimiro de Andrade , na empresa BringConcept.

Porto, Fevereiro de 2013

<i>CANDIDATO</i>	João Diogo Cardoso de Carvalho	<i>Código</i>	050508022
<i>TÍTULO</i>	Desenvolvimento de um dispositivo para avaliação dimensional de um processo de fabrico de implantes dentários		
<i>DATA</i>	15 de Março de 2013		
<i>LOCAL</i>	Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto - Sala F103 - 10h00		
<i>JÚRI</i>	<i>Presidente</i>	Professor Doutor Carlos Alberto Silva Ribeiro	DEMM/FEUP
	<i>Arguente</i>	Professor Doutor Carlos Alberto Moura Relvas	DEM/UA
	<i>Orientador</i>	Professor Mestre Vítor Manuel Branco Martins Augusto	DEMM/FEUP

Agradecimentos

Desenho exprimir o meu sincero agradecimento aos meus orientadores do curso, em particular ao Professor Vitor Martins Augusto pela oportunidade e pelo apoio prestado.

Agradeço ao Professor Doutor David Casimiro de Andrade pela forma amável com que me recebeu na empresa BringConcept, pela sua simpatia e pela partilha de conhecimentos.

Agradeço também ao Protésico João Coelho da empresa BringConcept, por todo o apoio prestado, disponibilidade e amizade.

Por último gostaria de agradecer aos meus pais.

Resumo

Com as novas tecnologias CAD/CAM e de prototipagem rápida é hoje possível fabricar próteses dentárias com vantagens significativas. Assim, é por exemplo possível escolher materiais mais nobres ou criar próteses especificamente adaptadas ao doente, sendo o tempo desde a encomenda até ao fornecimento da prótese bastante mais reduzido. Contudo, algumas tecnologias de fabrico, nomeadamente através de processos aditivos de prototipagem rápida, têm problemas de precisão dimensional, apresentando empenos e erros que poderão ultrapassar os limites indicados para uma correta aplicação. Como os técnicos de laboratórios dentários e também os dentistas não dispõem de formação em controlo dimensional, CAD, CAM ou prototipagem rápida, torna-se difícil avaliar os resultados obtidos com os diversos equipamentos, especialmente quando os implantes e as próteses tem formas orgânicas de difícil controlo dimensional.

Este trabalho teve por isso como objetivo o desenvolvimento de uma geometria representativa de uma barra sobre implantes, que simultaneamente fosse simples de medir, de forma a avaliar se um dado processo de fabrico é ou não adequado para a produção deste tipo de implantes. A geometria desenvolvida serviu para testar dois equipamentos de fusão seletiva por laser, SLM 50 e SLM 100 da empresa Realizer, que produzem respetivamente peças em cromo-cobalto e titânio.

Foi possível obter conclusões sobre os empenos e erros dimensionais nas peças obtidas nos dois equipamentos SLM e foi possível comprovar sem margem de erro, que os equipamentos presentemente não servem para a produção de implantes dentários. As peças produzidas que apresentaram mais empenos foram as de cromo-cobalto.

Abstract

With the new CAD/CAM technologies and Rapid Prototyping is now possible to produce prosthodontics with significant advantages. For example, it is possible to choose more noble materials or create prosthodontics specifically tailored for the patients, being the time from order to deliver much more reduced. However, some manufacturing technologies, through additive rapid prototyping have accuracy problems, producing warping pieces and dimensional errors that may exceed the limits specified for proper application. As the prosthetic technicians and dentists also have no training in dimensional inspection, CAD, CAM or rapid prothotyping, it is difficult to evaluate the results obtained with the different equipments, specially when the implants and prosthodontics have organic shapes that are difficult for dimensional inspection.

This study was therefore aimed to create a representative geometry of a dental bar, which is easy to measure in order to evaluate if a particular manufacturing process is suitable for the production of this kind of implant. The geometry developed was able to test two selective laser melting machines, SLM 50 and SLM 100 from Realizer, that respectively produce cobalt-chromium and titanium parts.

It was possible to get conclusions about the warpage and dimensional errors in the parts obtained by the two SLM machines and it was possible to prove that the presently equipments are not suitable for this kind of prosthodontics. The produced parts showing more dimensional errors were the cobalt-chromium ones.

ÍNDICE

APLICAÇÕES CAD/CAM EM MEDICINA DENTÁRIA.....	1
HISTÓRIA.....	1
PROCESSO CAD/CAM EM MEDICINA DENTÁRIA	3
<i>Digitalização e CAD</i>	3
EQUIPAMENTOS DE FRESAGEM.....	7
PROTOTIPAGEM RÁPIDA.....	9
<i>Estereolitografia (SLA)</i>	10
<i>Fused Deposition Modeling (FDM)</i>	11
<i>Sinterização seletiva por laser (SLS)</i>	11
<i>Prototipagem rápida na em Odontologia</i>	15
MATERIAIS METÁLICOS UTILIZADOS EM PRÓTESES DENTÁRIAS.....	16
<i>Titânio</i>	17
<i>Cromo-cobalto</i>	18
TECNOLOGIA DE CONTROLO DIMENSIONAL.....	19
<i>Máquina de medição de coordenadas (CMM)</i>	19
Potencialidades das técnicas de medição por coordenadas	20
Procedimento e funcionamento de uma CMM	21
CAPÍTULO II – ESTAGIO NA EMPRESA BRINGCONCEPT	24
DESCRICHÃO DO ESTÁGIO.....	24
<i>Equipamento e software disponível</i>	24
<i>Problemas no equipamento</i>	27
PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL	27
<i>Levantamento das necessidades geométricas da peça padrão</i>	27
<i>Modelação da peça padrão</i>	28
<i>Produção das peças padrão</i>	29
Posicionamento virtual das peças padrão através do software Magics.....	29
Peças de estudo produzidas pela Realizer SLM 50.....	36
PROCEDIMENTO DE MEDIÇÃO DAS PEÇAS PADRÃO	40
<i>Planeamento de medição das peças padrão</i>	40
<i>Medição das peças padrão</i>	41
CAPITULO III: APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	45
DISTÂNCIAS MEDIDAS	45
DIÂMETROS MEDIDOS.....	45
PERPENDICULARIDADE DOS CILINDROS EM XZ E YZ.....	46
ESPESURAS MEDIDAS NO PAQUÍMETRO.....	47
CONCLUSÃO.....	48
BIBLIOGRAFIA	49

Índice de figuras

Figura 1 – Exemplo de um scanner extraoral – Dentscan, da marca Delcam. À direita podemos ver um modelo em gesso a ser digitalizado dentro do scanner.	3
Figura 2 - Exemplo de um scanner intraoral - Trios. Este scanner é o scanner intraoral topo de gama da marca 3Shape.	3
Figura 3 – Representação gráfica de uma máquina CNC de três eixos (X, Y, Z) e 5 eixos (X, Y, Z, A, B)	7
Figura 4 – Esquema representativo do processo SLA. [14]	10
Figura 5 – Esquema representativo do método FDM. [14]	11
Figura 6– Esquema do processo SLS. [14]	12
Figura 7 – Alguns exemplos de peças complexas obtidas por SLS. [16]	12
Figura 8 – Exemplo de peças obtidas pelo método SLM. [16]	13
Figura 9 – Esquema do processo SLM. [18]	13
Figura 10 – Comparação do método tradicional com o método de prototipagem rápida, em medicina dentária, para produção de uma barra sobre implantes.	15
Figura 11 – Máquina CMM <i>Aberlink Maxim</i> , utilizada para medir as peças produzidas. [24]	19
Figura 12 – Principais potencialidades das máquinas de medição por coordenadas.	20
Figura 13 – Fluxograma do procedimento para uma CMM.	22
Figura 14 – Cabeça PH10T da <i>Renishaw</i> com uma ponta de prova. [24]	22
Figura 15 – Dois principais métodos de varrimento (radial e axial). [24]	23
Figura 16 – Barra sobre implantes a ser desenhada pelo Software DentCAD da Delcam.	27
Figura 17 – Uma das barras sobre implantes visionadas durante este estágio.	28
Figura 18 – À esquerda: Desenho técnico da peça modelada em Solidworks. À direita: Aspeto da peça em 3D.	29

Figura 19 – Plataforma virtual da SLM 100 através do Magics.....	31
Figura 20 – Plataforma virtual da SLM 50 através do Magics.	31
Figura 21 – Posicionamento das peças a produzir na SLM 100 (três verticais e três horizontais).	32
Figura 22 – Posicionamento de duas peças na horizontal a produzir pela SLM 50.....	32
Figura 23 – Posicionamento da terceira peça na horizontal a produzir pela SLM 50	32
Figura 24 – Realizer SLM 100 no laboratório da Empresa BringConcept.	33
Figura 25 – SLM 100 a produzir os modelos em titânio puro. Nesta imagem pode-se observar o titânio puro, em pó, a ser sinterizado pelo laser, nas zonas de peça. Também podemos ver o braço móvel que vai espalhar o pó de titânio puro, em camadas.	33
Figura 26 – Suportes finos gerados pelo Magics de forma manual.....	34
Figura 27 – Suportes grossos gerados pelo Magics de forma automática.....	34
Figura 28 – Nesta imagem podemos observar vários empenos ocorridos devido ao uso de suportes finos.	35
Figura 29– Peças padrão em titânio, produzidas pela SLM 100 com suportes grossos.	35
Figura 30 – Realizer SLM 50 no laboratório da Empresa BringConcept.....	36
Figura 31– Peças para estudo dimensional em cromo-cobalto produzidas pela Realizer SLM 50. Pela foto consegue-se evidenciar os suportes que prendem as peças à base. Há que reparar na grossura dos suportes. Ao retirar as peças da base, foi necessário exercer muita força.	36
Figura 32 – Peças produzidas pela SLM 100 em titânio com os suportes removidos. Nota-se ainda restos de suportes.	37
Figura 33 – Peças produzidas pela SLM 50 em cromo-cobalto com os suportes removidos, com menos restos de suportes que as produzidas pela SLM 100. A remoção dos suportes com alicate nas peças em cromo-cobalto foi bem mais fácil, devido ao facto de os seus suportes serem menos resistentes do que os suportes das peças em titânio.	38

Figura 34 -- Remoção dos restos de suportes com uma broca dentária <i>Saeshin Strong 204</i> ..	38
Figura 35 – Máquina odontológica <i>AX – P3 Powerful Sandblaster</i> utilizada para alisar as peças através de abrasão por areia de 250 microns. Este processo foi feito de leve para não danificar dimensionalmente as peças.....	39
Figura 36 – Peças padrão depois de terem sido acabadas. À esquerda, as três peças em cromo cobalto produzidas pela SLM 50. À direita, as três peças em titânio produzidas pela SLM 100.	39
Figura 37 – Especificações da CMM Aberlink Maxim.....	40
Figura 38 - Numeração das medidas para medir na CMM.....	41
Figura 39 – Calibração da ponta de prova na esfera retificada, fixa na mesa da CMM.	42
Figura 40 – Peça em titânio a ser medida pela CMM.	42

Índice de tabelas

Tabela 1: Classificação das diferentes opções de scanners para medicina dentária.	4
Tabela 2: Alguns sistemas CAD-CAM disponíveis para medicina dentária, fabricantes e website.....	6
Tabela 3: Equipamentos de fresagem e suas características.	8
Tabela 4: Comparação qualitativa dos vários processos, bem como materiais possíveis de processar.	14
Tabela 5: Comparação de metrologia por coordenadas em relação à metrologia convencional.	21
Tabela 6: Alguns equipamentos e softwares disponíveis na BringConcept para produção de estruturas protéticas através de CAD/CAM: [28].....	25
Tabela 7: Diferentes tipos de suportes possíveis de editar no software Magics. [27].	30
Tabela 8: Medidas obtidas para as peças de titânio.	43
Tabela 9: Medidas obtidas para as peças de cromo-cobalto.	44
Tabela 10: Médias e Desvio-Padrão das Distâncias medidas das peças em Titânio e Cromo-Cobalto.	45
Tabela 11: Médias e Desvio-Padrão dos diâmetros medidos das peças em Titânio e Cromo-Cobalto.	45
Tabela 12: Médias e Desvio-Padrão de Perpendicularidade do Plano XZ medidas das peças em Titânio e Cromo-Cobalto.	46
Tabela 13: Médias e Desvio-Padrão de Perpendicularidade do Plano YZ medidas das peças em Titânio e Cromo-Cobalto.	46
Tabela 14: Médias e Desvio-Padrão de Espessuras em Peças de Titânio e Cromo Cobalto.	47
Tabela 15: Comparação total dos erros entre os diferentes materiais obtidos por SLM.	47

Capítulo I – Introdução

Aplicações CAD/CAM em medicina dentária

A tecnologia CAD/CAM surgiu para atender a indústria aeroespacial e automobilística. No início esta tecnologia trabalhava separadamente: o CAD era geralmente para desenho, enquanto que o CAM era usado como controlo numérico para equipamentos de construção de ferramentas. Na década de 70 estas tecnologias foram combinadas, e os sistemas CAD/CAM começaram a aparecer comercialmente. Empresas da indústria automobilística e aeronáutica como a Renault, Mercedes-Benz, General Motors, Nissan, Toyota, Lockheed, Dassault e McDonnell-douglas dedicaram-se ao desenvolvimento desta tecnologia, e entretanto surgiu o primeiro sistema CAD-CAM para a indústria aeroespacial, o DRAPO (*Définition et réalisation d'avions par ordinateur*). Este sistema CAD/CAM, mais tarde deu origem ao CATIA (*Conception Assistée Tridimensionnelle Inter Active*). Atualmente existem muitos sistemas CAD-CAM para diversas áreas: AutoCAD, Solidworks, Powershape, PowerMILL, ArchiCAD, entre muitos outros. [1] [2]

Quando a pesquisa e desenvolvimento de sistemas CAD/CAM para medicina dentária começaram, acreditava-se que o desenho e o processo de fabricação seria simples e fácil como na indústria. Mas, esta tecnologia não era simples e nem fácil de ser aplicada na odontologia por diversas razões:

- Morfologia do dente;
- Relação com dentes adjacentes e antagonista;
- Dificuldade de reconhecimento da margem dos preparos;
- Alta precisão do processo;
- Tamanho dos equipamentos;
- Alto custo.

Do início do desenvolvimento até aos dias de hoje, muitos avanços foram alcançados para tornar esta tecnologia disponível para medicina dentária. [3]

História

Novas tecnologias utilizadas na medicina dentária, como a digitalização levaram a mudanças significativas na obtenção de próteses e infraestruturas protésicas. A grande área de

engenharia desenvolve processos para fabricação de diversos produtos industrializados com auxílio da tecnologia CAD/CAM. O uso desta técnica vem sendo sugerido na área de medicina dentária desde a década de 70, com o objectivo de simplificar, automatizar e garantir níveis de qualidade com adaptações micrométricas das próteses dentárias. O processo pode envolver diferentes ambientes: industrial, laboratorial ou clínico. [4]

Os maiores desenvolvimentos em sistemas CAD/CAM para medicina dentária ocorreram na década de 80. Houve três pioneiros, em particular, que contribuíram para o desenvolvimento de sistemas CAD/CAM para dentária, que se pode evidenciar na atualidade: os Drs. Duret, Moermann e Anderson.

- A partir de 1971, Duret começou a fabricar coroas com a forma funcional da superfície oclusal, usando uma série de sistemas que começavam com uma impressão ótica do dente pilar na boca, seguida do design de uma coroa otimizada, considerando movimentos funcionais, acabando por fresar a coroa desenhada, utilizando uma máquina CNC (controlo numérico computadorizado). Mais tarde Duret desenvolveu o sistema *Sopha*, que teve um grande impacto nos desenvolvimentos posteriores dos sistemas CAD/CAM dentários em todo o mundo. [5]
- Moermann, criador do sistema CEREC, tentou usar a nova tecnologia num consultório dentário, clinicamente, ao lado da cadeira dos pacientes. Moermann media diretamente a cavidade preparada do paciente, com uma câmara intra-oral, seguido pelo design e escultura de um inlay de um bloco de cerâmica, utilizando uma máquina compacta que estava posicionada ao lado da cadeira do paciente. O surgimento deste sistema era realmente inovador, pois permitiu a produção de restaurações cerâmicas no mesmo dia. Quando este sistema foi anunciado, o termo CAD/CAM ficou também associado à profissão de dentista. [6]
- Andersson foi o criador do sistema Procera. No início dos anos 80, as ligas de crómio-níquel foram usadas como substituto das ligas de ouro, devido ao aumento drástico do valor do ouro na época. No entanto, as alergias a metal tornaram-se um problema, principalmente no Norte da Europa, e uma transição para um metal biocompatível (titânio), foi proposto. Nessa época, o processo de fundição de titânio com precisão era bastante difícil, então Andersson tentou fabricar copings de titânio por electroerosão, e introduziu o sistema CAD-CAM para o fabrico de facetas de composito. Esta era a aplicação CAD-CAM num procedimento especializado, como parte de um sistema de processamento total. Este sistema desenvolveu-se mais tarde como um centro de

processamento de rede com digitalizadores de satélite por todo o mundo para a fabricação de estruturas protéticas em cerâmica. Tais sistemas de produção de rede estão a ser introduzidos nos dias de hoje por várias empresas em todo o mundo. [7] [8]

Processo CAD/CAM em medicina dentária

Digitalização e CAD

No caso das reabilitações dentárias, o modelo de gesso, ou até mesmo a arcada dentária podem ser digitalizados, transformando-se assim em arquivos por processos de digitalização. A digitalização destes objetos é obtida a partir de imagens geradas por luz ou por contacto. Assim podemos ter scanners intraorais (Fig. 1) ou extraorais (Fig. 2), de bancada ou laboratoriais.



Figura 1 – Exemplo de um scanner extraoral – Dentscan, da marca Delcam. À direita podemos ver um modelo em gesso a ser digitalizado dentro do scanner.



Figura 2 - Exemplo de um scanner intraoral - Trios. Este scanner é o scanner intraoral topo de gama da marca 3Shape.

A Tabela 1 sugere a classificação para os scanners de acordo com as suas diferentes características. De uma maneira geral, as decisões a respeito da escolha de scanners têm que ter em conta:

1. a qualidade do modelo gerado;
2. o tempo de digitalização;
3. a necessidade de preparação do objeto a ser digitalizado;
4. o tamanho do scanner;
5. o volume interno do scanner;
6. a forma como a peça será digitalizada e a tecnologia ótica empregada;
7. a forma como a morfologia dentária do paciente será digitalizado, se a partir de um modelo de gesso, ou a partir de um scanner intraoral, que basicamente se caracteriza como uma digitalização direta.

Tabela 1: Classificação das diferentes opções de scanners para medicina dentária.[4]

Classificações	Formas de digitalização	Local de digitalização	Tipo de digitalização	Tecnologia ótica	Técnicas para digitalização	Materiais a serem digitalizados
Tipos	1. Intraoral	1. Clínica dentária	1. Por contacto	1. Luz	1. Necessidade de uso de sprays sobre o material a ser digitalizado	1. Troquel
	2. Extraoral, de bancada ou laboratorial	2. Central de digitalização	2. Tecnologia ótica	2. Laser	2. Sem necessidade do uso de sprays sobre o material a ser digitalizado	2. Modelo de gesso parcial
				3. Ambas		3. Modelo de gesso total
				4. Modelos de gessos com componentes para digitalização sobre implantes ou intermediários		
				5. Moldagens orais em moldeiras para impressão.		
				6. Dentes ou arcada dentária dos pacientes		
				7. Componentes de digitalização sobre implantes ou intermediários dentro da boca dos pacientes		

Uma vez que as imagens são adquiridas pelo scanner, as mesmas são importadas para softwares de planejamento e manipulação das imagens captadas que serão trabalhadas com o auxílio de um computador, ou seja, softwares CAD, neste caso para reabilitações dentárias. Normalmente estes softwares para captura e trabalho com as imagens digitalizadas estão no mesmo computador em que o scanner está conectado. Nesses programas, são trabalhadas as imagens ou o modelo de gesso “virtual” e criadas as futuras restaurações. Pode-se chamar a este procedimento de enceramento virtual; nele, os espaços edêntulos são preenchidos a partir da modelagem das imagens.

Os softwares específicos para prótese dentária têm um banco de dados ou uma biblioteca onde as formas dos dentes, dos componentes protéticos e implantes dentários estão arquivadas. Assim, quando há necessidade de enceramento virtual, o programa ajuda o operador, inserindo a imagem que fez o diagnóstico prévio da região a ser reabilitada ou do componente protético que será utilizado sobre o implante ou intermediário. Os softwares podem ser:

1. **abertos:** importam imagens de quaisquer scanners, bem como exportam ou enviam dados para quaisquer máquinas de fresagem ou de prototipagem. Oferecem a possibilidade de se poder escolher o sistema CAM mais adequado aos propósitos, pois é possível transmitir o arquivo CAD para outro computador;
2. **fechados:** só aceitam recepção e envio de dados de/para determinadas máquinas de captura de imagens e fresagem/prototipagem, ou seja é um processo totalmente incomunicável entre os diferentes processos. Estes sistemas CAD-CAM oferecem todo o sistema de produção. [4]

A tecnologia CAD-CAM tem sido utilizada na medicina dentária principalmente na produção de restaurações de prótese fixa, tais como: coroas, pontes, facetas, implantes, e barras sobre implantes. No entanto já existem softwares CAD que produzem próteses removíveis (ex: esqueléticas), que é o caso da empresa dinamarquesa, 3-Shape. Várias empresas têm desenvolvido sistemas CAD-CAM de alta tecnologia (Tabela 2), que se baseiam em três componentes fundamentais: a) sistema de leitura da preparação dentária (digitalização), b) software de desenho de restauração protética (CAD) ,e alguns com c) sistema de fresagem (CAM).

Tabela 2: Alguns sistemas CAD-CAM disponíveis para medicina dentária, fabricantes e website.

Sistema	Empresa	Website
3shape	Copenhaga, Dinamarca	www.3shape.com
CEREC 3D CEREC InLab	Sirona Dental Systems GmbH, Alemanha	www.sirona.com
Cercon	Degudent GmbH, Alemanha	www.degudent.com
Delcam Dental solutions	Birmingham, Reino Unido	www.delcam.com
Digident	Hint-Els GmbH, Alemanha	www.hintel.com
Etkon	Etkon, Alemanha	www.etkon.com
Everest	KaVo Dental GmbH, Alemanha	www.kavo-everest.com
Evolution 4D	D4D Technologie, EUA	www.d4dtech.com
Lava	3MESPE, Alemanha	www.3m.com
Precident DCS	DCS, Suíça	www.dcs-dental.com
Pro 50	Cynovad, Canadá	www.cynovad.com
Procera	Nobelbiocare AB, Suécia	www.nobelbiocare.com
Wol-Ceram	Wol-Dent, Alemanha	www.wolz dental.com

Após a modelação da peça em CAD é necessário tornar o objeto virtual em objeto real, através de sistemas CAM. Os primeiros sistemas CAM usados em medicina dentária consistem em cortar/remover o material em excesso a partir de um bloco pré-fabricado utilizando discos de corte, brocas ou fresas diamantadas, até se alcançar o formato desejado. Este processo é designado por “método subtrativo”. As máquinas que efetuam este processo designam-se por máquinas CNC (controlo numérico computadorizado). Numa restauração típica efetuada pelo método subtrativo cerca de 90% do bloco inicial é desperdiçado. Atualmente existem máquinas de prototipagem rápida, que utilizam um método aditivo. Neste método, um conjunto determinado de softwares “fatia” o modelo em várias camadas finas, de aproximadamente 0,1mm de espessura, as quais são depositadas uma sobre a outra até que se obtenha o formato desejado.

Equipamentos de fresagem

Os equipamentos de fresagem utilizam o método CNC (controle numérico computadorizado), ou seja, CNC é uma forma específica de controle onde a posição é a principal variável controlada. Assim, após se modelar as peças no CAD, geram-se valores numéricos no CAM que representam posições de ferramentas e informações de funções secundárias. Todas estas informações, transformadas em código são armazenadas em sistemas de memória e transformadas em sinais que vão operar os eixos da máquina. A maioria das máquinas de fresagem utiliza três eixos, embora muitas permitem controlar mais eixos. (Fig. 3) [9]

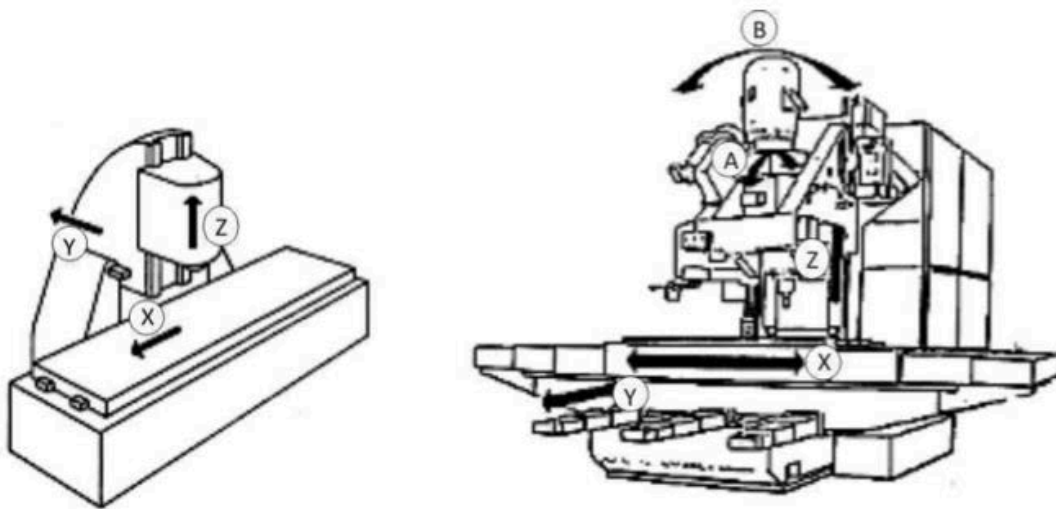


Figura 3 – Representação gráfica de uma máquina CNC de três eixos (X, Y, Z) e 5 eixos (X, Y, Z, A, B)

Com o contínuo desenvolvimento da tecnologia, surgiram diversos equipamentos para maquinação, que se podem já encontrar disponíveis no mercado. Desde equipamentos de pequena dimensão em laboratórios de dentistas, que podem ser utilizados para maquinar na hora, uma prótese de pequena dimensão, como é o caso das coroas, ou pontes. Ou então equipamentos robustos e de grandes dimensões, que por isso possuem características especiais e tecnologia de ponta, como 5 eixos de maquinação, alta velocidade, ultra-sons, entre outros.



Em alguns casos, os fabricantes de sistemas CAD/CAM para medicina dentária, oferecem soluções completas, aos seus principais clientes, constituídas pelos três componentes base para o processo do fabrico: digitalizador, software CAD, equipamento de fresagem.

Nos diversos equipamentos de fresagem existentes no mercado distinguem-se diversas características como:

- quantidade de eixos de maquinagem (3 a 5 eixos);
- velocidade;
- precisão dimensional.

Na Tabela 3 constam alguns exemplos destes equipamentos existentes no mercado, bem como algumas das suas características.

Tabela 3: Equipamentos de fresagem e suas características. [10][11][12]

Marca	Aspetto	Características
<p>Roland DWX - 50</p>		<ul style="list-style-type: none"> - máquina a 5 eixos; - velocidade: na ordem das 30,000 rpm; - materiais: cera, zircónio, PMMA;
<p>DATRON D5</p>		<ul style="list-style-type: none"> - máquina a 5 eixos; - velocidade: na ordem das 50,000 rpm; - materiais: titânio, zircónio, nano compósitos, PMMA e cera, cerâmicos;

<p>LAVA CNC 500</p>		<ul style="list-style-type: none"> - máquina a 3 ou 5 eixos; - velocidade:na ordem das 50,000 rpm; - materiais: zircónio, cera, porcelana;
----------------------------	---	--

Prototipagem rápida

Designa-se por prototipagem rápida um conjunto de processos tecnológicos que permitem fabricar modelos físicos tridimensionais diretamente a partir de um ficheiro CAD 3D, em formato STL. Contrariamente às tecnologias convencionas, nas tecnologias de prototipagem rápida os protótipos são construídos por adição sucessiva de camadas de material, não sendo necessário recorrer a quaisquer tipos de ferramentas para a sua execução. [13]

A reprodução física camada-a-camada propicia uma grande liberdade de formas, difíceis ou até impossíveis de serem obtidas por tecnologias industriais convencionais, pelo menos de forma rápida. A prototipagem rápida resulta da integração de vários processos, tanto físicos como químicos, com a finalidade de produzir modelos físicos. Desde o aparecimento da primeira máquina de prototipagem rápida no mercado internacional em 1987, as tecnologias de prototipagem rápida têm evoluído não só no que respeita aos materiais disponíveis, mas também às precisões que são possíveis alcançar. Paralelamente, têm sido aperfeiçoados métodos e técnicas de reprodução de forma de modo a permitir a fabricação de protótipos análogos aos produzidos pelas tecnologias convencionais. Em face de tais desenvolvimentos é hoje possível construir protótipos de boa qualidade para os mais diversos fins. Os processos de prototipagem rápida mais avançados tecnologicamente e mais divulgados são:

- Estereolitografia (SLA)
- Modelação por deposição fundida (FDM)

- Sinterização selectiva por laser (SLS)
- Fusão seletiva por laser (SLM)

Todas as técnicas de prototipagem rápida, têm em comum as seguintes etapas de processo:

1. Modelagem tridimensional de uma peça;
2. Conversão da geometria 3D em formato STL (formato de arquivo padrão para prototipagem rápida que cria uma aproximação da superfície da peça através de uma malha de triângulos);
3. Verificação da integridade do arquivo de dados;
4. Fabrico;
5. Pós-processamento da peça, quando necessário

Estereolitografia (SLA)

O processo da impressão estereolitografica inicia-se após a criação de um modelo 3D num software CAD. De seguida o software da máquina divide o modelo CAD em finas secções. Assim obtêm-se um conjunto de secções a serem construídas através de um feixe laser que endurece a camada superior de uma resina fotopolimerizável. Posteriormente a base onde o objeto é construído desce, mergulhando a camada previamente endurecida no polímero liquido. O feixe laser volta a incidir sobre a superfície fazendo a solidificação de uma nova secção sobre a anterior. O processo repete-se até o objeto estar concluído (Fig. 4). [14]

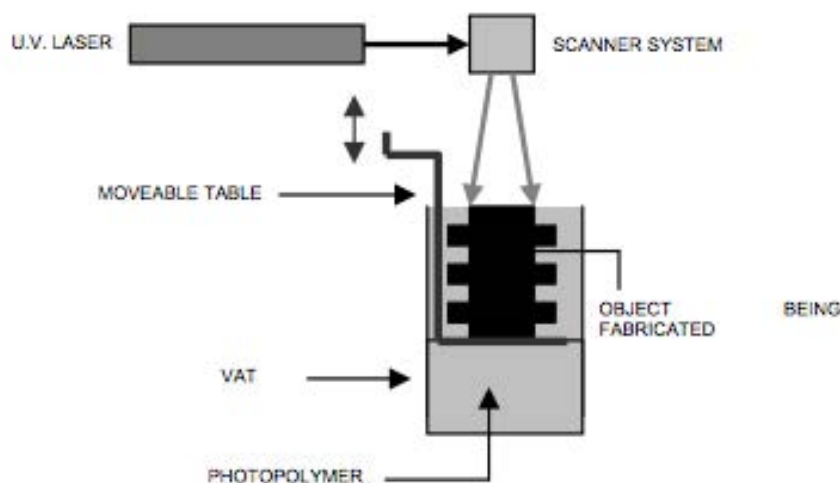


Figura 4 – Esquema representativo do processo SLA. [14]

Este processo não é rápido, o laser pode levar de um a dois minutos em cada camada. Um processo normal pode levar 6 a 12 horas, mas algumas peças podem levar dias a ser fabricadas. A espessura de cada camada é habitualmente, de 0,1 mm.

Fused Deposition Modeling (FDM)

Como qualquer tecnologia de prototipagem rápida, o processo FDM é um processo aditivo que funciona colocando camada a camada de material até se obter a peça final. Um filamento de plástico é desenrolado de uma bobine e fornece material a uma fieira extrusora que pode controlar o fluxo de material. A fieira é aquecida de modo a fundir o material e está acoplada a um cabeçote que pode mover-se na vertical e na horizontal com a ajuda de um controlador numérico que recebe a informação sobre as camadas geradas a partir do modelo CAD inicial. O material solidifica após entrar em contato com o material da camada anterior (Fig. 5). [14]

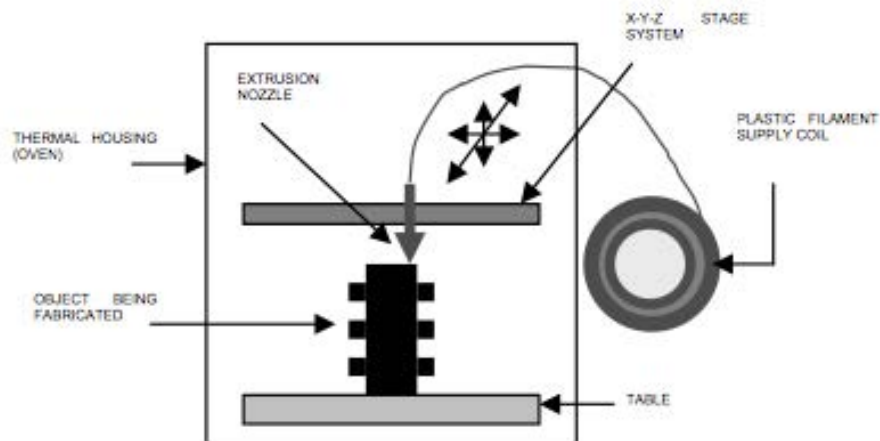


Figura 5 – Esquema representativo do método FDM. [14]

O processo FDM suporta vários materiais que podem ser escolhidos consoante as suas características, nomeadamente a temperatura de fusão e resistência. Assim como no método de estereolitografia, pode ser necessária a criação de suportes temporários que serão removidos após a conclusão do processo.

Sinterização seletiva por laser (SLS)

O método SLS usa um laser para fundir pequenas partículas de pós plásticos, metálicos ou cerâmicos de modo a obter diretamente um modelo físico de um objeto projetado num computador. Este método também usa um modelo CAD dividido em finas

secções para controlar o laser na superfície do tabuleiro de construção que contem o pó. Após cada camada ser consolidada o tabuleiro de construção desce a distância da próxima secção e uma nova camada de pó é aplicada no seu topo, o processo é repetido até o objeto ficar concluído (Fig. 6). [14] [15]

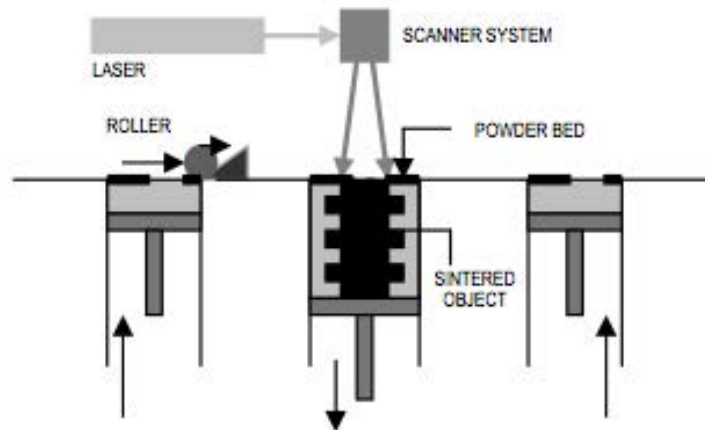


Figura 6– Esquema do processo SLS. [14]

Assim como no método de estereolitografia, este método possibilita a criação de vários objetos ao mesmo tempo, admitindo uma elevada produção. É um método utilizado em diversas áreas tecnológicas pois tem a capacidade de produzir peças complexas diretamente de um suporte digital (Fig. 7).



Figura 7 – Alguns exemplos de peças complexas obtidas por SLS. [16]

Fusão seletiva por laser (SLM)

Fusão seletiva por laser é uma tecnologia desenvolvida desde 1995, baseada no sistema SLS. A grande diferença reside na potencia dos lasers que têm a capacidade de fundir pós metálicos em atmosfera inerte.

Este processo tem a capacidade de fundir qualquer liga metálica. A fusão é completa o que torna o nível de porosidade bastante baixo, aproximadamente 5%. As propriedades mecânicas as peças produzidas são boas quando comparadas com outros processos (Fig. 8). [17] [18]



Figura 8 – Exemplo de peças obtidas pelo método SLM. [16]

Neste processo o pó metálico, com a ajuda de um braço móvel, é depositado e espalhado numa plataforma de construção que está inserida numa atmosfera inerte. De seguida o laser funde as zonas da camada da peça. O tabuleiro desce, é espalhada outra camada de pó e o laser volta a fundir os pontos que definem a peça. [17] [18] Este processo é repetido o número de vezes necessárias até concluir a peça (Fig. 9).

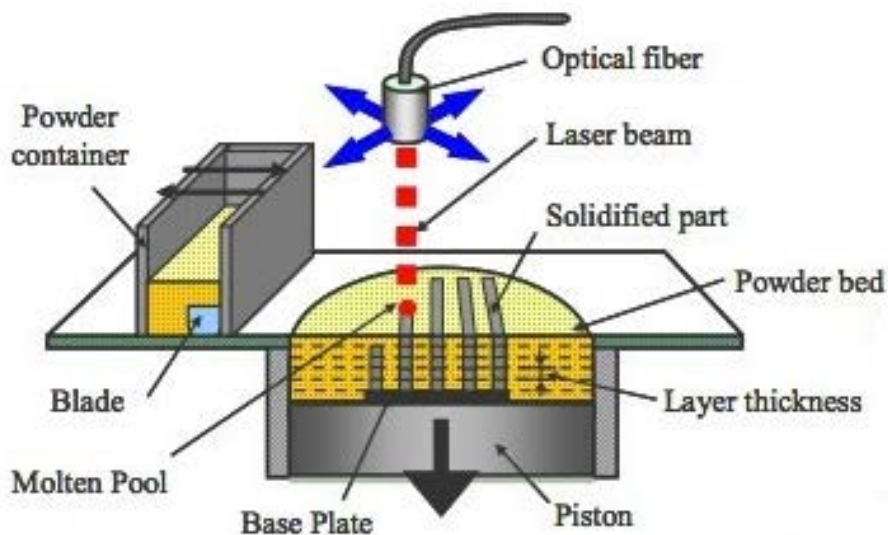


Figura 9 – Esquema do processo SLM. [18]

Os parâmetros responsáveis pela produção do protótipo como a dimensão do grão do pó, a intensidade e a duração do laser ou a espessura de cada camada são fatores determinantes do aspeto e qualidade da peça final.

Os materiais utilizados com maior frequência são os metais e as ligas metálicas. No entanto ligas como o aço inox podem ser trabalhadas sem dificuldade. O processo SLM não se aplica a todas as ligas pois as diferentes propriedades dos materiais, como o ponto de fusão ou a condutividade térmica, por vezes não o permitem.

Pode-se proceder à produção de várias peças simultaneamente. As peças produzidas admitem tratamentos superficiais, como lixagens ou polimentos. [17]

Tabela 4: Comparação qualitativa dos vários processos, bem como materiais possíveis de processar. [17] [18] [19]

Processo	Vantagens	Desvantagens	Materiais
SLA	- Boa resolução	- Peças frágeis	- Fotopolímeros (acrílicos, epóxis, resinas com cor)
	- Bom acabamento superficial	- Necessidade de estruturas com suporte	
	- Permite a realização de peças transparentes ou coloridas	- Áreas de aplicação restritas devido às propriedades dos materiais	
	- Possibilidade de obter peças que seriam impossíveis de obter apenas por um processo convencional	- Pode não ser a opção mais económica de PR	
	- Virtualmente qualquer peça pode ser obtida por SLA	- É vulgar precisar de tratamento posterior	
FDM	- Método barato e rápido	- Precisão limitada devido ao fio ter 1,27 mm de diâmetro	- Termoplásticos (ABS, policarbonatos, elastómeros) e ceras
	- Construção fácil e conveniente	- A duração e o detalhe de peças pequenas é baixo	
	- Não existe a preocupação da exposição a lasers ou químicos tóxicos	- Propriedades térmicas e mecânicas são limitadas pelo material utilizado	
	- Não existe desperdício de material durante e depois da impressão	- Determinados modelos necessitam de estruturas de suporte	
	- Materiais podem ser mudados com rapidez		
SLS	- Quando é utilizado o nylon consegue-se obter protótipos perfeitamente funcionais com elevada resistência mecânica e térmica	- Gases tóxicos emitidos durante o processo têm de ser tratados.	- Polímeros (nylon, poliestireno), metais (ligas de cobre, titânio), areia verde, cerâmicos
	- Peças não necessitam de cura (exceto quando se usa materiais cerâmicos)	- Contrações do material tendem a fazer com que as peças empenem	
		- Detalhe não é tão acentuado como no SLA	
		- Modelos ásperos e rugosos	
SLM	- Densidade perto dos 100%	Necessidade de uma atmosfera controlada	- Polímeros (nylon, poliestireno), metais (ligas de cobre, titânio, cromo-
	- Alto rigor dimensional e a possibilidade de	- Custo elevado do	

	esterilização dos modelos	equipamento	cobalto), areia verde, cerâmicos
	- Possibilidade de produzir mais que um modelo simultaneamente	Determinados modelos necessitam de estruturas de suporte	

Prototipagem rápida na em Odontologia

Recentes publicações na área Médico-Odontológica tem relatado diversos casos de sucesso com a utilização de tecnologia de prototipagem rápida. O uso de biomodelos permite diminuir o tempo das intervenções cirúrgicas trazendo mais conforto ao paciente e diminuindo a probabilidade de erros para o cirurgião. Dentro da odontologia destacam-se as seguintes áreas como principais beneficiárias do uso desta tecnologia: áreas de próteses, implantes, ortodontia e cirurgias. Em relação ao método tradicional, a prototipagem rápida possibilita grandes vantagens no que diz respeito ao tempo despendido (Fig. 10), capacidade de produzir vários trabalhos de uma só vez, etapas mais simples, entre outras. Como desvantagens, a prototipagem rápida, por exemplo, com recurso à SLM envolve grandes custos: custos do equipamento, custos de licenças, bem como custos de energia.

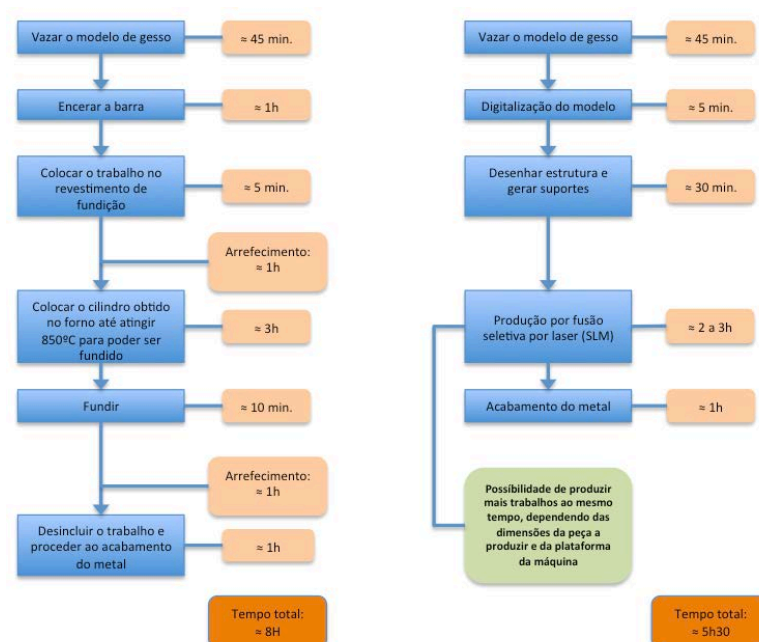


Figura 10 – Comparação do método tradicional com o método de prototipagem rápida, em medicina dentária, para produção de uma barra sobre implantes.

Apesar do tempo total de produção de próteses dentárias por prototipagem rápida não ser muito significativo comparado à produção pelo método tradicional, este processo apresenta vantagens significativas pelos seguintes motivos:

- possibilidade de produzir várias próteses odontológicas, dependendo do tamanho da plataforma da máquina e do tamanho das peças a produzir. Ou seja, o tempo total de produção de uma prótese, ou por exemplo seis próteses não será muito diferente;
- possibilidade de produzir próteses de formas mais elaboradas e complexas, que muitas vezes são impossíveis de ser produzidas pelo método tradicional;
- permite a relação direta entre a anatomia real e o modelo.;
- diminui consideravelmente o tempo cirúrgico;
- permite um planeamento prévio mais detalhado;
- auxilia a comunicação com os pacientes;
- possibilita a confecção de próteses de titânio individualizadas;
- diminui o nível de dificuldade de procedimentos.

Como desvantagens principais, a prototipagem rápida tem um alto custo, pouca disponibilidade de equipamentos, e o tipo de acabamento das superfícies.

Materiais metálicos utilizados em próteses dentárias

As próteses dentárias podem ser confeccionadas com diferentes tipos de ligas metálicas. Normalmente, as propriedades físicas e mecânicas destes materiais estão descritas nas folhas de informação dos fabricantes, e em regra geral, cumprem com os valores mínimos de relevância clínica estipulados pela *International Organization for Standardization (ISO)*. [20]

As ligas utilizadas nas restaurações metalo-cerâmicas podem ser classificadas em:

- Ligas nobres superiores: ouro-platina-paládio, ouro-paládio-prata e ouro-paládio);
- Ligas nobres: paládio-prata e paládio superior;
- Ligas básicas: cromo-níquel, níquel-cromo-berílio e cromo-cobalto).

A escolha de uma liga depende de vários fatores: custo, rigidez, capacidade de fundição, facilidade de acabamento e polimento, resistência à corrosão, compatibilidade com a cerâmica e preferência pessoal.

Face ao crescimento do preço do ouro e outros metais preciosos, várias ligas metálicas tem sido introduzidas na medicina dentária. A adição de outros elementos, além dos metais nobres, tem por objetivo garantir ligações químicas fortes, coeficientes de contração térmica aproximados e temperaturas de fusão superior às das cerâmicas. [20]

As ligas que têm maior sucesso nas restaurações metalo-cerâmicas são compostas por ouro e paládio. Contudo, este tipo de ligas apresenta custos elevados e incompatibilidades com alguns tipos de cerâmicas. Uma alternativa para reduzir custos é a utilização de metais mais baratos como o cobre e o cobalto que, todavia, causam a formação de óxidos e diminuem a resistência a altas temperaturas. Face a estes fatores procurou-se reduzir os custos destas restaurações utilizando materiais da prótese parcial removível, como por exemplo o cromo-cobalto. Este material apresenta custos mais baixos, resistência e dureza superiores, temperatura de fusão alta e maior resistência à distorção durante a cozedura da cerâmica. No entanto, um metal tem sido especialmente referenciado na literatura medico dentária, sobretudo em função da utilização do metal nos implantes dentários e da sua biocompatibilidade: o titânio.

De seguida é abordado os materiais utilizados neste trabalho, o titânio e o cromo-cobalto.

Titânio

Descoberto pelo Reverendo William Gregor em 1790, o titânio é um metal passível de ser utilizado em prótese fixa. O titânio é produzido pelo processo de Kroll que consiste no aquecimento do minério de titânio, por exemplo o rutilio, na presença de carbono e cloro, formando $TiCl_4$. Esta combinação é então reduzida com sódio, e a forma resultante é fundida a vácuo numa atmosfera de argon para produzir um lingote de titânio.

Este material tem sido usado na indústria aeronáutica e espacial por apresentar elevadas resistência e rigidez, baixa densidade e ter capacidade para suportar altas temperaturas e corrosão. A utilização do titânio e das suas ligas em medicina dentária aumentou consideravelmente nos últimos anos. Clinicamente, há duas formas de titânio com particular interesse: titânio comercialmente puro e a liga de Ti-Al-Va.

O titânio comercialmente puro é um metal branco, resistente, com baixa densidade e com uma excelente resistência à corrosão. A maioria das propriedades físicas e mecânicas do titânio tornam este material desejável a nível dos implantes e das próteses dentárias. Tem uma resistência, rigidez e ductilidade semelhante à de outras ligas utilizadas em medicina dentária. O seu módulo de elasticidade é de 110GPa, aproximadamente metade do módulo do aço inoxidável ou da liga de Cr-Co.

Este metal é extremamente reativo, pois em contacto direto com o ar forma uma camada superficial de óxidos com uma espessura de 10nm que é responsável pela resistência à corrosão, pela sua alta biocompatibilidade, e permite uma melhor adesão de cerâmicas fundidas, polímeros adesivos ou tratamentos de superfície dos implantes dentários.

Comparativamente a outros metais e ligas metálicas, o titânio é aquele que apresenta menos efeitos adversos na cavidade oral – apenas 0,6% de alergias, devido à sua excelente biocompatibilidade. Além disso é um material leve, com uma excelente resistência à corrosão e um custo razoável, o que o torna um material desejável para uso intra-oral. Contudo, a sua utilização esteve limitada, durante as últimas décadas, pela necessidade de investimentos adicionais em máquinas especiais para fundição (a vácuo, ou em atmosfera inerte) e procedimentos laboratoriais, bem como pela dificuldade de adesão da cerâmica. Os avanços verificados recentemente a nível das técnicas de fundição, e sobretudo dos sistemas CAD/CAM, aumentou a utilização de titânio em aparelhos biomédicos, tais como articulações protéticas, próteses dentárias removíveis, implantes dentários e infra-estruturas de próteses fixas. [22] [23]

Cromo-cobalto

Nas ligas de cromo-cobalto o maior teor de cromo promove uma maior resistência à corrosão. Comparando com o aço inoxidável, a sua microestrutura permite uma maior concentração de carbono, e os carbonetos resultantes encontram-se dispersos no interior dos grãos. Assim, a precipitação dos carbonetos pode resultar numa maior resistência e maior dureza da liga. Desta forma, estas ligas são caracterizadas por elevada resistência mecânica e elevada resistência à corrosão, o que as credenciam para o uso em implantes protéticos. Apresentam como desvantagem uma grande dificuldade em ser fresado e uma elevada rigidez. [21]

Tecnologia de controlo dimensional

A tecnologia de controlo dimensional, e as tecnologias de levantamento de forma apresentam bases tecnológicas comuns, estabelecidas em processos de aquisição de coordenadas 3D. A aquisição de coordenadas 3D pode ser efetuada por dois métodos:

- apalpação mecânica: envolve contacto;
- apalpação por laser: não envolve contacto;

A aquisição dos pontos pode ser efetuada através de duas técnicas:

- aquisição por varrimento;
- processo ponto a ponto
 - mais preciso, podendo ter tolerâncias de 1 micrón.

O processo de apalpação mecânica realiza-se com o auxílio de uma ponta de prova, em que o sistema obtém as coordenadas de pontos da superfície, que podem ser em relação a um referencial criado pelo operador, de uma peça alvo.

Máquina de medição de coordenadas (CMM)

Uma máquina de medição de coordenadas (Fig. 11) é um dispositivo que permite comparar modelos físicos reais com um modelo virtual. É um sistema de contacto que recorre a uma técnica de aquisição ponto a ponto.



Figura 11 – Máquina CMM *Aberlink Maxim*, utilizada para medir as peças produzidas. [24]

Potencialidades das técnicas de medição por coordenadas

Devido às limitações operacionais e metrológicas dos métodos convencionais de medição de peças padrão com geometrias complexas, bem como da crescente procura por este tipo de medição, tem-se procurado um sistema de medição que realize esta operação de medição de forma confiável, rápida, flexível e com baixos custos.

Diante das potencialidades da medição por coordenadas e dos seus contínuos avanços, a custos decrescentes, esta tecnologia tem-se tornado uma ótima opção na medição de peças padrão com geometrias complexas.

A flexibilidade das CMM é, sem dúvida, a maior vantagem oferecida por esta tecnologia. A sua capacidade de adaptar-se rapidamente a diferentes tipos de medições requeridas por controle dimensional e geométrico das peças a medir, torna-a a principal opção na medição. A figura seguinte apresenta as principais potencialidades do uso da tecnologia de medição por coordenadas. [25]

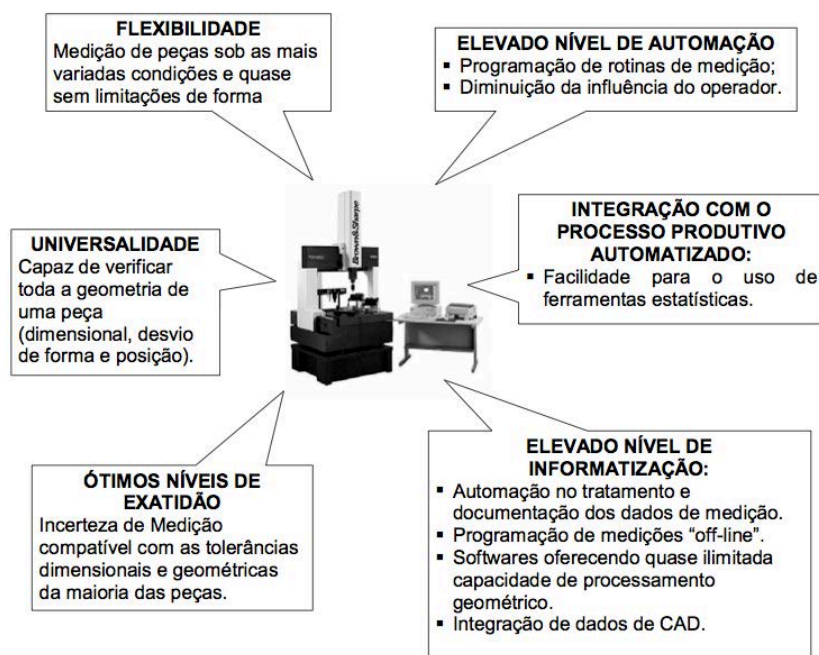


Figura 12 – Principais potencialidades das máquinas de medição por coordenadas.

O potencial de aplicação das CMM é evidente. Com estas máquinas é possível o controlo de dimensões lineares em uma ou duas direções, posições em três direções, alturas,

rebaixos, superfícies cónicas e inclinadas, contornos ou perfis, desvios geométricos, posicionamento de furos, e inter-relacionamento geométrico. Quando comparada com a metrologia convencional, a metrologia por coordenadas apresenta algumas vantagens, como indicado na Tabela 5.

Tabela 5: Comparação de metrologia por coordenadas em relação à metrologia considerada convencional. [26]

Metrologia convencional	Metrologia por coordenadas
Alinhamento manual e demorado da peça	Não é necessário o alinhamento manual da peça
Instrumentos dedicados e pouco flexíveis	Flexibilidade e adaptações simples às tarefas de medição
Comparação dos resultados com medidas materializadas	Comparação dos resultados com modelos matemáticos
Determinação separada de dimensões, erros de forma e posição, utilizando diferentes instrumentos de medição	Determinação conjunta de dimensão, forma e posição, na maior parte das vezes, numa única montagem
Dificuldade de integração em ambientes automatizados	Possibilidade de integração em ambientes com automação flexível
Menor confiabilidade em tarefas complexas	Maior confiabilidade em tarefas complexas
Maior tempo de inspeção em grande quantidade de peças complexas	Menor tempo de inspeção em grande quantidade de peças (possibilidade de programação CNC)
Maior custo de inspeção de peças com geometrias complexas	Menor custo de inspeção de peças com geometrias complexas
Menor custo de investimento	Maior custo de investimento
Menor qualificação do operador	Maior qualificação do operador
Menor complexidade na utilização	Maior complexidade da utilização

Procedimento e funcionamento de uma CMM

O levantamento da informação para uma CMM deve começar com a preparação da máquina. A fixação é o segundo passo pois a movimentação da peça alvo altera o referencial induzindo erros. Depois faz-se a escolha do apalpador adequado à peça que se pretende medir, e procede-se à sua montagem e calibração. De seguida já se pode proceder ao alinhamento da peça e à programação dos pontos a medir. A medição é feita pelo controlador CNC e no final é gerado um relatório. (Fig. 13)

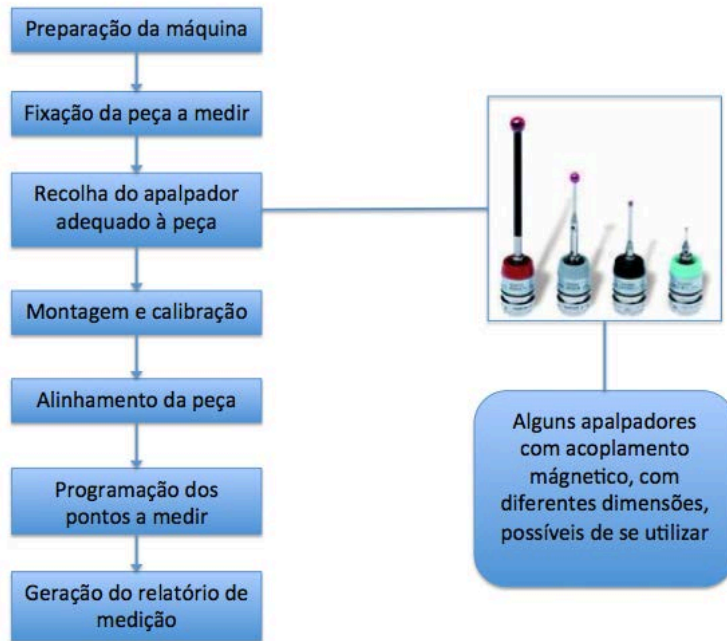


Figura 13 – Fluxograma do procedimento para uma CMM.

A ponta de prova, ou apalpador, que está agregada a um punho esférico (Fig. 14), é controlada por um dispositivo CNC e quando toca na peça um transdutor deteta a saída da posição de equilíbrio e guarda a coordenada. Posteriormente o software da CMM utiliza essa informação para construir pontos, linhas ou planos que serão utilizados para calcular as medidas. A medição pela CMM da superfície pode ser radial ou axial. (Fig. 15).

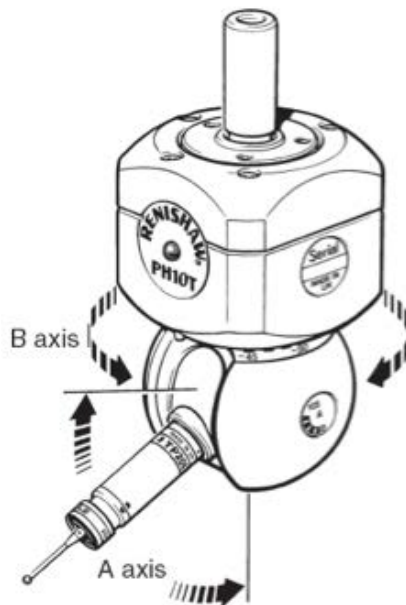


Figura 14 – Cabeça PH10T da *Renishaw* com uma ponta de prova. [24]

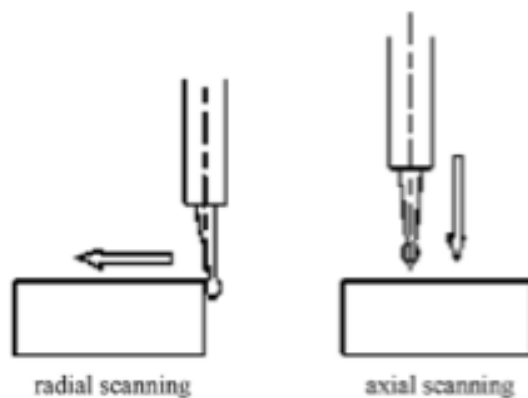


Figura 15 – Dois principais métodos de medição de uma CMM (radial e axial). [24]

Com o intuito de não danificar a máquina e acelerar o processo de medição é importante planejar o caminho de medição. A ponta de prova pode ser danificada pois se estiver mal programada poderá ocorrer uma colisão inesperada com a peça.

A seleção da ponta de prova e da sua orientação também desempenham um papel fundamental no processo, pois uma incorreta orientação da ponta pode tornar pontos que eram acessíveis em pontos inacessíveis, e um apalpador com uma esfera de diâmetro reduzido pode induzir em erro. Esse erro acontece quando é a extensão metálica que toca na peça ao invés de ser a esfera da ponta de prova. [24]

Capítulo II – Estágio na Empresa BringConcept

Descrição do estágio

Em meados de Outubro do ano de 2012 o Professor Doutor Casimiro de Andrade, através do meu orientador Professor Vítor Martins Augusto, endereçou-me um convite para que realizasse o meu estágio curricular, para final de curso na empresa BringConcept com sede em Espinho.



A BringConcept é uma empresa que visa desenvolver soluções de topo ao nível de instrumentos para profissionais que correspondam a exigências médicas, envolvendo uma intensa e dinâmica convergência entre a mais recente tecnologia, as principais tendências do mercado e da indústria.



O objetivo do estágio iria centrar-se na produção de um objeto modelado em CAD, que tivesse características geométricas de uma barra sobre implantes, em duas máquinas SLM. As duas máquinas SLM produzem peças em titânio e cromo-cobalto, respetivamente. Por fim foi feito um teste dimensional a todas as amostras produzidas nestas máquinas. Estas máquinas de prototipagem rápida acabaram por ser devolvidas à empresa Realizer.

Equipamento e software disponível

Com a finalidade de criar um laboratório dedicado à modelação e maquinação de estruturas protéticas dentárias, a BringConcept muniu-se de equipamentos e softwares apresentados na Tabela 6 . O equipamento apresentado na tabela X é somente, o que diz respeito a sistemas CAD/CAM, pois o laboratório tem para além de sistemas CAD/CAM, equipamentos que se destinam aos métodos tradicionais para produção de prótese dentária.

Tabela 6: Alguns equipamentos e softwares disponíveis na BringConcept para produção de estruturas protéticas através de CAD/CAM: [28]

Equipamento/Software	Características/Finalidade
<p>• Realizer SLM 100:</p>  <p>The image shows the Realizer SLM 100, a large industrial laser powder bed fusion machine. It consists of a tall blue cabinet with a control panel and a monitor on the left, and a separate workstation with a computer monitor on a stand to the right. The machine is used for producing dental prostheses.</p>	<p>Características:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Volume de construção: <ul style="list-style-type: none"> - Plataforma: 125 x 125 mm - Altura máxima: 100 mm • Espessuras camadas: 20 – 100 um • Tipo de laser: Fiber laser 20 to 200 W • Energia: 16 A, 400 V • Consumo de energia: 1.5 KW • Consumo de Árgon: aprox. 35 It/h • Dimensões: <ul style="list-style-type: none"> - W900 x D800 x 2400 mm - SLM100A braço de suporte de écran adicional • Peso: 500 Kg • Software: Realizer control software • Materiais: Ferramenta de aço H 13, titânio, titânio V4, alumínio, cromo-cobalto, aço inoxidável 316 L, Inconel, ligas de ouro, materiais cerâmicos em desenvolvimento, outros sob consulta <p>Finalidade:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Produzir estruturas protéticas dentárias em titânio
<p>• Realizer SLM 50:</p>  <p>The image shows the Realizer SLM 50, a smaller industrial laser powder bed fusion machine. It is a white cabinet with a control panel and a monitor on the left, and a separate workstation with a computer monitor on a stand to the right. The machine is used for producing dental prostheses.</p>	<p>Características:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Volume de construção <ul style="list-style-type: none"> - Diâmetro da plataforma: 70 mm - Altura máxima: 40 mm • Espessura camadas: 20 – 50 um • Tipo de laser: Fibre laser 20 bis 120 W • Energia: 16 A, 230 V • Consumo de energia: 1.0 KW • Consumo de Árgon: aprox. 30 It/h • Dimensões: W800 x D700 x H500 mm • Peso: aprox. 80Kg • Software: Realizer Control Software • Materiais: Ligas de Ouro, cromo-cobalto, aço inoxidável 316 L, outros sob consulta <p>Finalidade:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Produzir estruturas protéticas dentárias em cromo-cobalto

<ul style="list-style-type: none"> • Roland DWX-50: 	<p>Características:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Máquina de 5 eixos • Velocidade de rotação: 6000 a 30000 rpm • Número de ferramentas: 5 • Dimensões das ferramentas: <ul style="list-style-type: none"> - Shank diâmetro: .16in (4mm) - Comprimento: 1.57 in a 2.17 in (40 a 55 mm) • Dimensões externas: Largura x Profundidade x Altura: 25.9 x 25.9 x 22 in. (656 x 656 x 557 mm) • Materiais: Zircónio (pré-sinterizado), cera, PMMA <p>Finalidade:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Produzir estruturas próticas em cera para depois fundir. (não utilizado neste âmbito de estudo)
<ul style="list-style-type: none"> • 3Shape Scanner D700: 	<p>Características:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Tempo de digitalização: <ul style="list-style-type: none"> - Troquel: 25 sec (35 sec) - Ponte de 3 unidades: 100 sec (125 sec) - Modelo completo: 60 sec (75 sec) • Precisão: 20 micrómetros • Captura dupla de imagem: 2 camaras, 1 laser • Sistema de movimento: 3 eixos; rotação movimento linear, inclinação • Interface: conexão USB para PC e computador portátil • Formato dos ficheiros: STL (padrão livre) e DCM • Indicado para: troques, pontes pequenas, encerramento de uma unidade, mordidas opostas e digitalizações duplas • Dimensões (A x L x D): 34 x 29 x 33 cm • Peso: 14 Kg <p>Finalidade:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Digitalizar modelos em gesso (não utilizado neste âmbito de estudo)

<ul style="list-style-type: none"> • Software 3shape Dental Manager 	<p>Finalidade:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Permite que os laboratórios tenham uma visão completa do processo de encomenda CAD/CAM. Esta aplicação assegura que a criação de um novo pedido – uma digitalização e o desenho de uma restauração – pode ser desenvolvido em paralelo com outros (não utilizado neste âmbito de estudo)
<ul style="list-style-type: none"> • Software 3shape Dental designer 	<p>Finalidade:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Desenhar e modelar copings, coroas, pontes, inlays, onlays, veneers, nos modelos digitalizados (não utilizado neste âmbito de estudo)
<ul style="list-style-type: none"> • Software 3shape Orthoanalyzer 	<p>Finalidade:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Usado para análise e planeamento dos tratamentos ortodonticos (não utilizado neste âmbito de estudo)

<ul style="list-style-type: none"> • Software Magics 	<p>Finalidade:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Posicionar os modelos virtualmente em formato STL, na base da SLM 50 ou SLM 100 para depois ser enviado para uma das máquinas e esta produzir. Serve também para a criação de suportes para as peças a serem produzidas.
--	--

Problemas no equipamento

Desde que a empresa comprou as máquinas Realizer SLM 50 e Realizer SLM 100, surgiram problemas quanto à produção de peças por via SLM. As peças produzidas por SLM tinham empenos visíveis a olho nu, e por isso, seria necessário quantificar os empenos e erros dimensionais, a fim de demonstrar se as máquinas são boas ou não para a produção de próteses dentárias.

Procedimento Experimental

Levantamento das necessidades geométricas da peça padrão

Como já foi referido, a peça modelada baseou-se na forma de uma barra sobre implantes, uma vez que, de todas as próteses dentárias, esta é a que tem de ter maior rigor dimensional, pois tem de ser completamente ajustada à gengiva e aos implantes do paciente. Devido ao facto de ter tido uma formação do software CAD/CAM “Dentcad” para medicina dentária da Delcam (Fig. 16), e ter visionado cerca de 15 barras sobre implantes, foi possível ter uma visão acerca da geometria destes implantes. (Fig. 17). Foram atribuídas features para uma peça de geometria relativamente simples e regular.

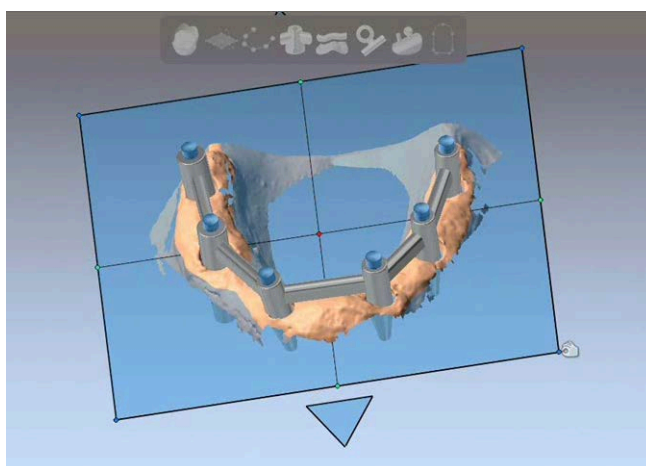


Figura 16 – Barra sobre implantes a ser desenhada pelo Software DentCAD da Delcam.



Figura 17 – Uma das barras sobre implantes visionadas durante este estágio.

Para a modelação da peça foram consideradas algumas questões/respostas:

1. **Quais os empenos que ocorrem?** – Peça não encaixa perfeitamente no molde.
2. **Onde ocorrem?** – Na geometria que une os furos para os implantes, devido ao facto dos suportes provocarem tensões com a peça em questão.
3. **Qual é o valor crítico do empeno (empeno a partir do qual a peça é rejeitada)?** – Não pode haver qualquer tipo de empeno pois terá de coincidir exatamente com a anatomia da boca do paciente.
4. **Como se pode representar as features de uma barra sobre implantes com geometrias primitivas?** – Podemos ver pela figura seguinte. Existem diferentes tipos de barras sobre implantes, sendo o mais comum: 4 cilindros com furos de 2mm, unidos por barras paralelepípedicas, e estas contêm diferentes espessuras (para estudar o comportamento em relação à precisão e fiabilidade).
5. **Diâmetro do apalpador da máquina de medição?** Deverá ser de um milímetro visto que a zona fechada mais pequena que existe no modelo são as zonas de furo que correspondem a 2mm de diâmetro.

Modelação da peça padrão

A peça para ser produzida e ser testada dimensionalmente (Fig. 18) foi modelada através do software CAD Solidworks. Para além disso como se pode ver pela figura decidiu-se adicionar uma barra cilíndrica, para testar o comportamento na produção da peça em zonas cilíndricas.

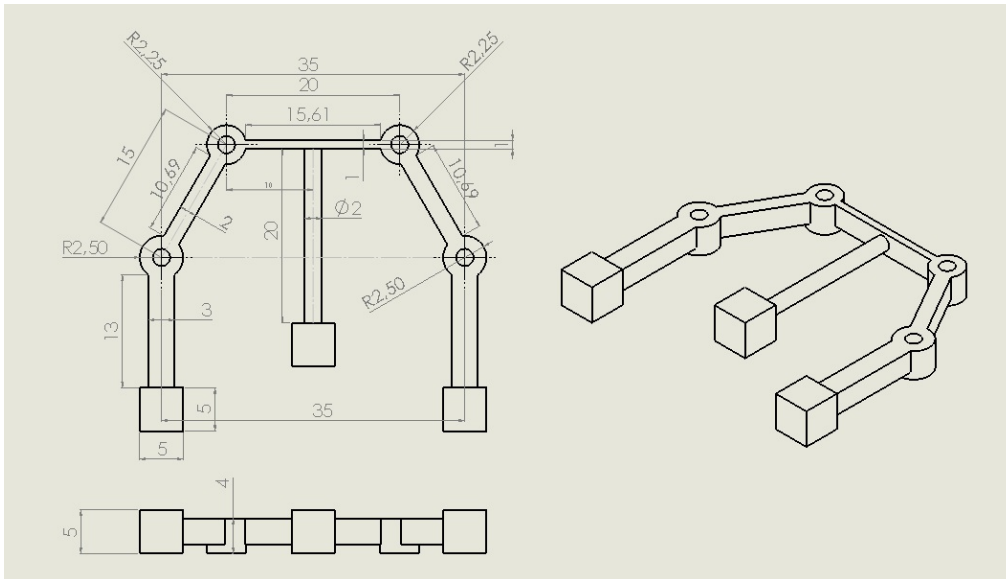


Figura 18 – À esquerda: Esquema do modelo em Solidworks. À direita: Aspeto da peça em 3D.

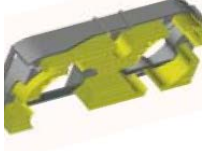
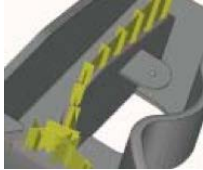

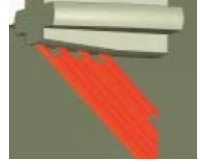
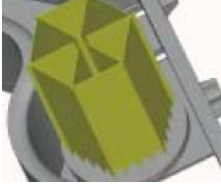
Produção das peças padrão

Posicionamento virtual das peças padrão através do software Magics

O software Magics permite posicionar as peças virtualmente na plataforma da máquina SLM 50 ou SLM 100, para depois transferir a informação para o software controlador das máquinas, para estas começarem a produzir as peças. Assim que as peças tiverem posicionadas e rearranjadas na plataforma, a 5mm de distancia da mesma, é necessário criar os suportes para as zonas não suportadas das peças. O suporte das peças pode ser gerado de forma automática ou manual. [27]

Nos gerados automaticamente o software analisa as superfícies e identifica as que requerem suportes e de seguida gera os suportes de uma forma otimizada. Nos gerados manualmente, o utilizador escolhe as zonas da peça que quer suportar com diferentes tipos de suportes que se pode editar no software, que se podem ver na tabela seguinte:

Tabela 7: Diferentes tipos de suportes possíveis de editar no software Magics. [27]

Tipo de suporte	Função
<p>Block supports</p> 	<p>Suporte de superfícies largas</p>
<p>Line supports</p> 	<p>Suporte de linhas (áreas finas)</p>
<p>Point supports</p> 	<p>Suporte de pequenas partes das peças</p>
<p>Gusset supports</p> 	<p>Suporte de cantos e zonas que estão penduradas</p>
<p>Web supports</p> 	<p>Suporte de superfícies circulares</p>

O ficheiro da peça foi gravado em formato STL, de modo a que fosse aberto no Software Magics. Neste software colocou-se o maior número possível de amostras em cada base de cada uma das máquinas, Realizer SLM 50 e Realizer SLM 100. Foi necessário ter em conta a dimensão máxima possível para cada uma das máquinas:

- Para a SLM 100: diâmetro: 12 cm; altura: 12 cm (Fig. 17);
- Para a SLM 50: diâmetro: 6 cm; altura: 4 cm (Fig. 18);

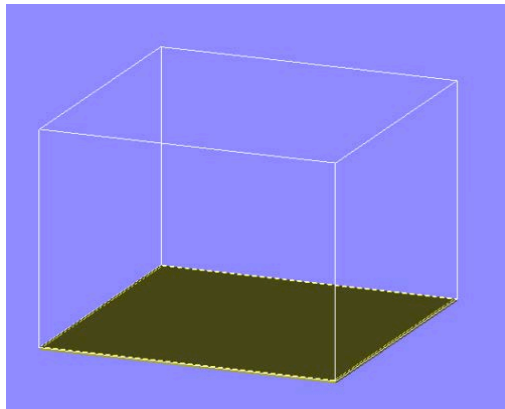


Figura 19 – Plataforma virtual da SLM 100 através do Magics.

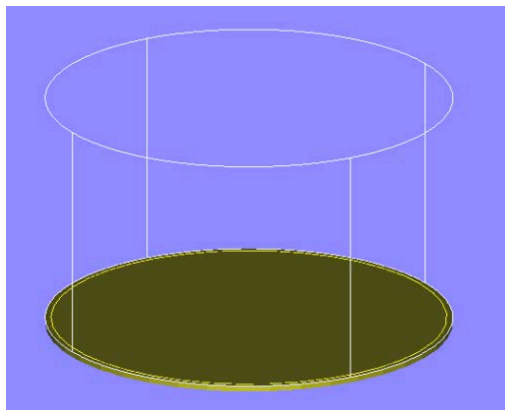


Figura 20 – Plataforma virtual da SLM 50 através do Magics.

Como se pode ver pela figuras seguintes, foi possível colocar na base da SLM 100, três peças na horizontal e três peças na vertical (Fig. 21), enquanto que na SLM 50 foi necessário repetir o processo três vezes, para se conseguir obter três peças na horizontal e três peças na vertical, sendo a primeira vez com duas horizontais (Fig. 22), a segunda vez com uma horizontal (Fig. 23) e a terceira vez com três verticais. Também é possível ver através da mesma figura, os suportes gerados automaticamente, para as zonas não suportadas da peça. Após o posicionamento das peças na base de cada uma das máquinas, e geração dos suportes, o ficheiro é enviado em formato STL para o software controlador de cada uma das máquinas para que o processo de produção seja iniciado.

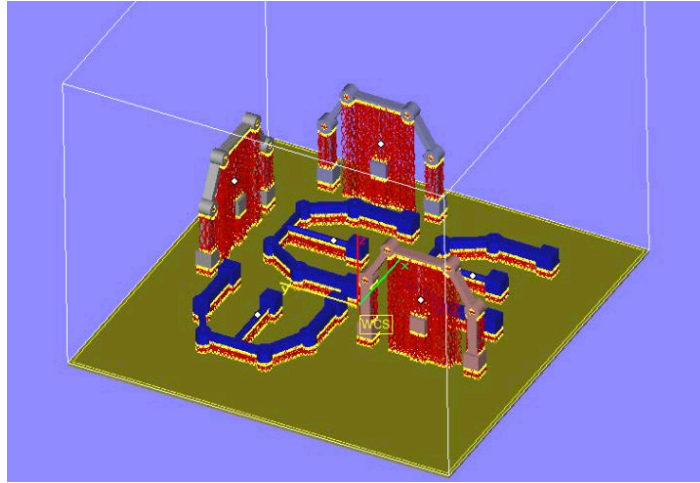


Figura 21 – Posicionamento das peças a produzir na SLM 100 (três verticais e três horizontais).

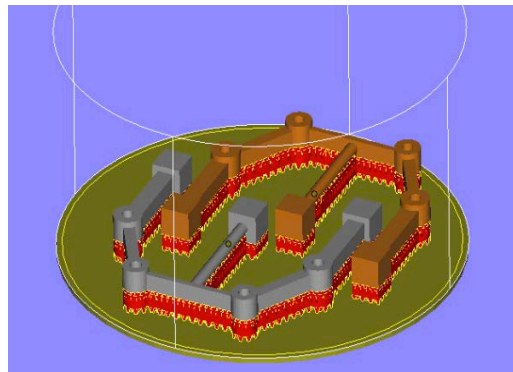


Figura 22 – Posicionamento de duas peças na horizontal a produzir pela SLM 50.

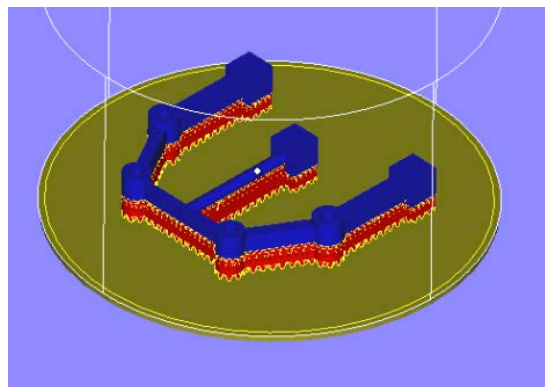


Figura 23 – Posicionamento da terceira peça na horizontal a produzir pela SLM 50

Há que salientar que as peças produzidas na SLM 100 são de titânio puro, e que as peças produzidas na SLM 50 são de cromo-cobalto.

Peças de estudo produzidas pela Realizer SLM 100.



Figura 24 – Realizer SLM 100 no laboratório da Empresa BringConcept.

O processo de fabricação das peças através de SLM já foi explicado num capítulo anterior. Na figura seguinte podemos ver as peças a serem produzidas pela máquina.

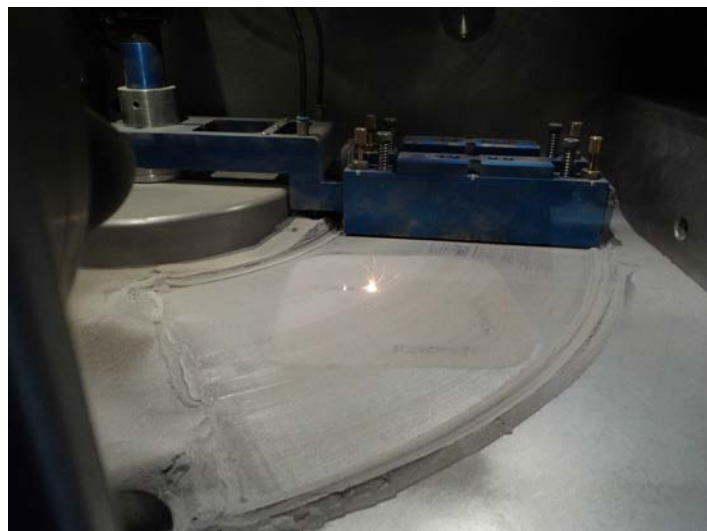


Figura 25 – SLM 100 a produzir os modelos em titânio puro. Nesta imagem pode-se observar o titânio puro, em pó, a ser sinterizado pelo laser, nas zonas de peça. Também podemos ver o braço móvel que vai espalhar o pó de titânio puro, em camadas.

Numa primeira tentativa de produção das peças experimentou-se produzi-las com suportes finos. Normalmente quando se pretende produzir uma restauração dentária por via SLM, utilizam-se suportes manuais finos (Fig. 26), pois são de fácil remoção, ao contrário do que acontece com suportes automáticos (Fig. 27).

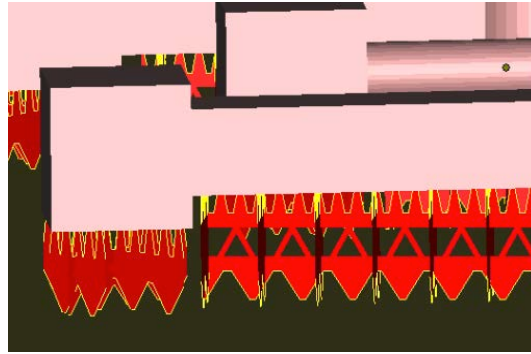


Figura 26 – Suportes finos gerados pelo Magics de forma manual.

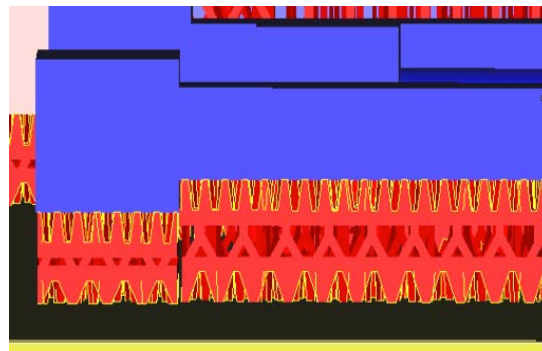


Figura 27 – Suportes grossos gerados pelo Magics de forma automática.

Durante esta primeira tentativa foi necessário parar a máquina a meio do trabalho, pois alguns dos suportes finos “descolaram” da base, como podemos observar na Fig. 28, o que podia danificar a máquina.

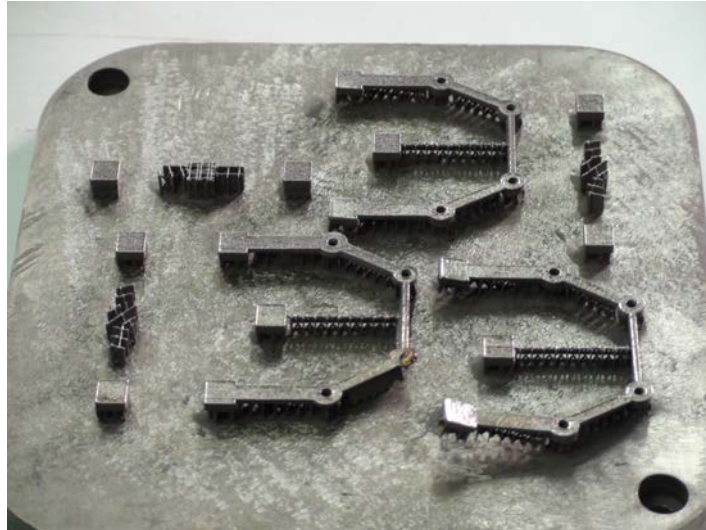


Figura 28 – Nesta imagem podemos observar vários empenos ocorridos devido ao uso de suportes finos.

Pelas informações que me foram dadas, este problema ocorria sempre e a única solução para obter peças possíveis de estudar dimensionalmente, seria utilizando suportes grossos (mais densos).

Nesta tentativa, com suportes grossos as peças de estudo foram produzidas sãs e sem nenhum erro, pelo menos visível a olho nu. A figura seguinte mostra as peças produzidas pela SLM 100 em titânio puro, já removidas da base, mas ainda com os suportes.



Figura 29– Peças padrão em titânio, produzidas pela SLM 100 com suportes grossos.

Peças de estudo produzidas pela Realizer SLM 50



Figura 30 – Realizer SLM 50 no laboratório da Empresa BringConcept.

Tal como na SLM 100, na produção das peças os suportes finos descolaram da base, mas neste caso, o pó sinterizado era varrido pelo braço que o espalha e não chegava a produzir nada. Após várias tentativas decidiu-se pôr suportes grossos, tal como nas peças de titânio. Após várias horas de sinterização conseguiu-se obter peças em cromo-cobalto sãs, a olho nú, como se pode ver pelas figuras seguintes.



Figura 31– Peças para estudo dimensional em cromo-cobalto produzidas pela Realizer SLM 50. Pela foto consegue-se evidenciar os suportes que prendem as peças à base. Há que reparar na grossura dos suportes. Ao retirar as peças da base, foi necessário exercer muita força.

Neste caso, não se produziu apenas peças horizontais, também se tentou fazer peças na vertical, mas sempre que se tentou produzir peças na vertical, a SLM 50 parava por volta dos

90%, ou seja, não se chegou a obter nenhum resultado com peças na vertical, o que faz com que haja para o estudo dimensional da máquina SLM 100 três amostras horizontais e três verticais, e da máquina SLM 50 três amostras horizontais.

Remoção dos suportes e acabamento das peças padrão

Após as peças terem sido removidas da base com a ajuda de uma espátula, foi necessário remover os suportes. Visto a empresa não dispor de nenhum processo para remoção dos suportes, e a geometria da peça dificultar a utilização de processos de corte, foi necessário remover os suportes com a ajuda de um alicate de pontas. Isto só foi possível nas peças que foram produzidas na posição horizontal, pois as peças verticais deformam ao retirar os suportes. A remoção dos suportes com um alicate foi feita por segmentos pequenos e cuidadosamente, com o objetivo de não deformar a peça, e foi conseguida com sucesso. As figuras seguintes mostram as peças já com os suportes removidos produzidas pela SLM 100 e SLM 50, mas ainda com restos de suportes, que não foi possível retirar com o alicate. Para retirar os restos de suporte foram utilizados processos de polimento / acabamento.



Figura 32 – Peças produzidas pela SLM 100 em titânio com os suportes removidos. Nota-se ainda restos de suportes.



Figura 33 – Peças produzidas pela SLM 50 em cromo-cobalto com os suportes removidos, com menos restos de suportes que as produzidas pela SLM 100. A remoção dos suportes com alicate nas peças em cromo-cobalto foi bem mais fácil, devido ao facto de os seus suportes serem menos resistentes do que os suportes das peças em titânio.

Para retirar os restos de suportes e tornar as peças aptas para estudar dimensionalmente foram utilizados dois processos. Primeiro foi utilizada uma broca odontológica para retirar os restos de suporte (Fig. 34), e de seguida foi utilizado um processo de abrasão por areia para tornar as peças lisas e retirar a rugosidade provocada pelos suportes (Fig. 35).



Figura 34 -- Remoção dos restos de suportes com uma broca dentária *Saeshin Strong 204*.



Figura 35 – Máquina odontológica AX – P3 *Powerful Sandblaster* utilizada para alisar as peças através de abrasão por areia de 250 microns. Este processo foi feito de leve para não danificar dimensionalmente as peças.

Após serem utilizados estes processos de acabamento as peças ficaram aptas para controle dimensional, com um bom acabamento (Fig. 36).



Figura 36 – Peças padrão depois de terem sido acabadas. À esquerda, as três peças em cromo cobalto produzidas pela SLM 50. À direita, as três peças em titânio produzidas pela SLM 100.

Procedimento de medição das peças padrão

Como já foi dito neste capítulo, a CMM utilizada para medir as peças de titânio e cromo-cobalto fabricadas pela SLM 100 e SLM 50 respetivamente foi uma CMM Aberlink Maxim (Fig. 37). As características desta CMM estão descritas na Fig. 35.

Specification				
Volumetric Measuring Accuracy	B89	0.010/300mm	Bearings	Air Bearings on all axes
	VDI (U3)	0.004 + 0.004L/1000mm	Z-axis	Counterbalanced
Measuring Volume	X 500mm		Max. balance weight	1Kg
	Y 600mm		Air consumption	20 l/min (1.0 cfm) @ 4 bar
	Z 400mm		Air Supply	4 bar (55psi)
Measuring System	Renishaw Scale and Readhead			
Resolution	0.0005 standard or 0.0001mm			
Maximum velocity vector	1500mm/sec			
Maximum acceleration vector	5000mm/sec			
			Probe System	Full choice of Renishaw probes and probe heads

Specification subject to change without notice

Figura 37 – Especificações da CMM Aberlink Maxim.

Planeamento de medição das peças padrão

Como já foi dito, a peça foi desenhada com as características geométricas de uma barra sobre implantes, com formas simples, e figuras geométricas fáceis de medir como: furos, cubos, cilindros paralelepípedos, de forma a testar dimensionalmente na CMM o comportamento da máquina em termos de precisão e repetibilidade.

Caso exista repetibilidade, poderá se obter um fator escala que se irá compensar contraindo ou expandindo o modelo CAD em x e y.

No esquema do modelo que se segue (Fig. 38), apresenta-se as cotas numeradas para se reconhecer mais facilmente no relatório proveniente do controlo dimensional. O esquema inclui também os datum A, B e C, tipo PLP (plano linha ponto) para o alinhamento da peça.

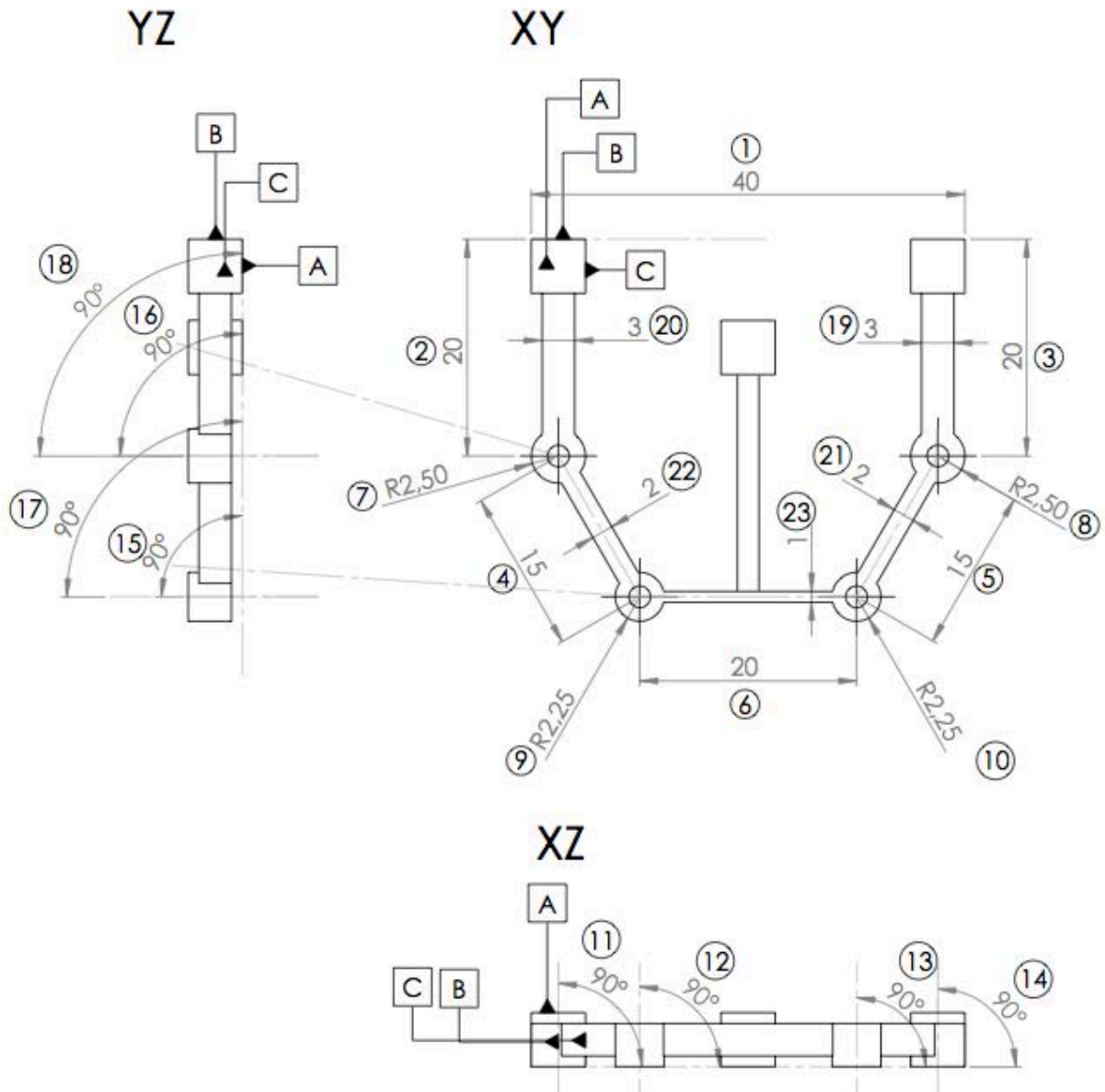


Figura 38 - Numeração das medidas para medir na CMM.

Medição das peças padrão

De início foi necessário proceder à calibração da ponta de prova, para se proceder à correta medição das peças. A calibração é feita pelo software da CMM, com a ajuda de uma esfera retificada fixa na mesa da CMM (Fig. 39). O propósito da calibração é determinar o diâmetro exato da ponta de prova, que neste caso é de 0,7mm.



Figura 39 – Calibração da ponta de prova na esfera retificada, fixa na mesa da CMM.

Após a calibração da ponta de prova mediu-se as três peças em titânio e as três peças em cromo-cobalto.

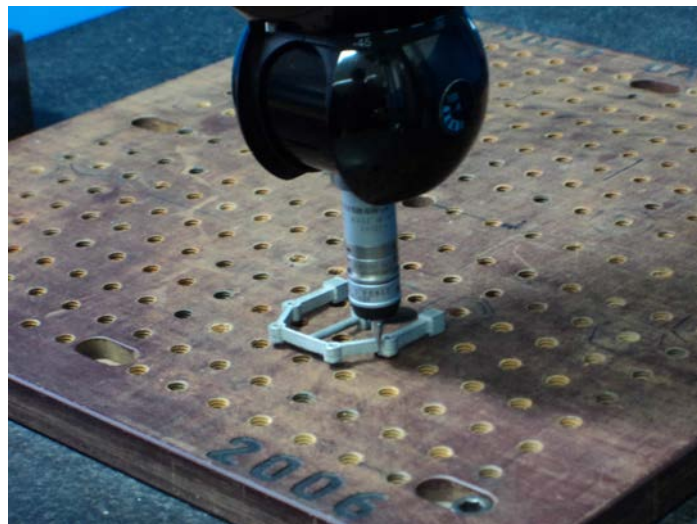


Figura 40 – Peça em titânio a ser medida pela CMM.

Após as peças serem todas medidas obteve-se os resultados, apresentados na tabelas seguintes. As medidas 19 à 23 foram efetuadas com um paquímetro devido à dificuldade de serem efetuadas por CMM. Foi realizado quatro tipo de medidas:

- Medidas de distâncias, que está representada com o símbolo “—”;
- Medidas de diâmetros, que está representada com o símbolo “⊙”;
- Medidas de perpendicularidade dos cilindros com furos, todas elas em relação ao cubo da peça que serve de alinhamento PLP para a medição:

- As medidas de perpendicularidade foram feitas no plano XZ e YZ;
- Medidas de espessura;
 - Efetuadas com um paquímetro.

Tabela 8: Medidas obtidas para as peças de titânio.

máquina / dispositivo	Medidas	alvo		Titânio		
				peça 1	peça 2	Peça 3
CMM	— 1	40	mm	39,403	39,166	39,056
	— 2	20	mm	19,970	19,988	20,001
	— 3	20	mm	20,008	20,035	20,066
	— 4	15	mm	14,957	14,905	14,937
	— 5	15	mm	14,828	14,899	14,887
	— 6	20	mm	19,899	19,844	19,813
	⊙ 7	5	mm	5,079	5,130	5,072
	⊙ 8	5	mm	5,065	5,062	5,060
	⊙ 9	4,5	mm	4,532	4,631	4,532
	⊙ 10	4,5	mm	4,565	4,569	4,525
	⊥ XZ 11	90	°	88,242	86,927	88,501
	⊥ XZ 12	90	°	85,628	88,146	86,997
	⊥ XZ 13	90	°	86,289	89,224	88,319
	⊥ XZ 14	90	°	86,379	85,61	85,282
	⊥ YZ 15	90	°	85,628	88,146	86,997
	⊥ YZ 16	90	°	88,242	86,927	91,499
	⊥ YZ 17	90	°	86,289	90,776	88,319
	⊥ YZ 18	90	°	93,621	85,610	94,717
Paquímetro	Esp. 19	3	mm	3,11	3,15	3,12
	Esp. 20	3	mm	3,12	3,15	3,14
	Esp. 21	2	mm	3,12	2,17	2,18
	Esp. 22	2	mm	2,15	2,18	2,17
	Esp. 23	1	mm	1,16	1,15	1,14

Tabela 9: Medidas obtidas para as peças de cromo-cobalto.

máquina / dispositivo	medidas		alvo		Cromo-cobalto		
					peça 1	peça 2	peça 3
CMM	—	1	40	mm	38,764	40,081	39,451
	—	2	20	mm	19,808	19,982	19,740
	—	3	20	mm	19,740	19,773	19,781
	—	4	15	mm	14,919	14,897	14,955
	—	5	15	mm	14,929	14,869	14,962
	—	6	20	mm	19,741	19,791	19,785
	⊙	7	5	mm	4,902	4,912	4,853
	⊙	8	5	mm	4,977	4,884	4,923
	⊙	9	4,5	mm	4,448	4,426	4,411
	⊙	10	4,5	mm	4,462	4,410	4,411
	⊥ XZ	11	90	°	92,719	95,069	95,461
	⊥ XZ	12	90	°	95,187	96,065	95,891
	⊥ XZ	13	90	°	93,241	94,643	95,232
	⊥ XZ	14	90	°	95,666	96,686	96,839
	⊥ YZ	15	90	°	84,813	83,935	84,109
	⊥ YZ	16	90	°	87,281	84,931	84,539
	⊥ YZ	17	90	°	86,759	85,357	84,768
	⊥ YZ	18	90	°	84,334	83,314	83,161
Paquímetro	Esp.	19	3	mm	3,04	2,93	2,95
	Esp.	20	3	mm	2,97	2,95	2,9
	Esp.	21	2	mm	2,05	2,01	2,03
	Esp.	22	2	mm	2,06	2,01	1,98
	Esp.	23	1	mm	1,04	1,02	1,05

Capítulo III: Apresentação e discussão dos resultados

Foi feito um tratamento estatístico em relação às medidas obtidas. Foram calculados os erros em relação ao valor alvo e calculou-se as médias e os desvios padrão nos diferentes tipos de medidas. Concluiu-se que as peças de titânio e cromo-cobalto apresentam desvios consideráveis.

Distâncias medidas

Relativamente às distâncias medidas das peças de titânio e cromo-cobalto (medidas 1-6), observou-se que as peças em titânio apresentam uma maior dispersão da média em relação ao valor alvo, comparando com as peças em cromo-cobalto.

Tabela 10: Médias e Desvio-Padrão das Distâncias medidas das peças em Titânio e Cromo-Cobalto.

	Titânio				Cromo Cobalto			
	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão
Amostra 1	,0080	,5970	,1585	,2228	,0010	,9440	,2290	,3557
Amostra 2	,0120	,8340	,2055	,3121	,0180	,2270	,1282	,0791
Amostra 3	,0010	,9440	,2290	,3556	,0380	,5490	,2210	,1863
Geral	,0100	,7900	,1977	,2955	,0700	,5200	,1927	,1706

Diâmetros medidos

Nos raios medidos observou-se que as peças em cromo-cobalto apresentam uma maior dispersão média em relação ao valor alvo. Neste caso o erro médio não foi tão relevante, em comparação com as distâncias medidas.

Tabela 11: Médias e Desvio-Padrão dos diâmetros medidos das peças em Titânio e Cromo-Cobalto.

	Titânio				Cromo Cobalto			
	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão
Amostra 1	,0320	,0790	,0603	,0199	,0250	,0720	,0473	,0224
Amostra 2	,0620	,1310	,0980	,0376	,0740	,1160	,0920	,0175
Amostra 3	,0250	,0720	,0473	,0224	,0770	,1470	,1005	,0315
Geral	,0500	,0900	,0685	,0176	,0700	,1000	,0799	,0172

Perpendicularidade dos cilindros em XZ e YZ

Neste caso, na perpendicularidade em XZ podemos evidenciar empenos de distorção de grande relevância, quer no caso das peças em titânio, quer nas de cromo-cobalto, apesar do erro ser muito mais elevado no caso do cromo-cobalto, que chega quase a ser o dobro do que nas peças em titânio.

A perpendicularidade obtida nos cilindros das peças em titânio foram por defeito, ou seja, os valores são menores que o valor alvo, enquanto que nas peças em cromo-cobalto, os valores foram por excesso, muito mais elevados que o valor alvo.

Tabela 12: Médias e Desvio-Padrão de Perpendicularidade do Plano XZ medidas das peças em Titânio e Cromo-Cobalto

	Titânio				Cromo Cobalto			
	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão
Amostra 1	1,7580	4,3720	3,3655	1,1228	1,4990	4,7180	2,7253	1,4880
Amostra 2	,7760	4,3900	2,5233	1,5586	4,6430	6,6860	5,6158	,9295
Amostra 3	1,4990	4,7180	2,7253	1,4879	5,2320	6,8390	5,8558	,7101
Geral	2,0600	4,2400	2,8713	1,0276	3,8500	6,0800	4,7323	1,0297

Os erros obtidos na perpendicularidade YZ mais uma vez são de grande relevância. Aqui em ambos os casos a perpendicularidade obtida foi por defeito, apesar do cromo-cobalto apresentar um erro médio mais elevado que as peças em titânio.

Tabela 13: Médias e Desvio-Padrão de Perpendicularidade do Plano YZ medidas das peças em Titânio e Cromo-Cobalto.

	Titânio				Cromo Cobalto			
	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão
Amostra 1	1,7580	4,3720	3,3655	1,1227	1,4990	4,7170	2,7250	1,4875
Amostra 2	,7760	4,3900	2,5233	1,5586	4,6430	6,6860	5,6158	,9295
Amostra 3	1,4990	4,7170	2,7250	1,4875	5,2320	6,8390	5,8557	,7101
Geral	2,0600	4,2400	2,8713	1,0274	3,8500	6,0800	4,7322	1,0295

Podemos evidenciar que quer no caso XZ, quer no caso YZ, os níveis de distorção são muito elevados.

Espessuras medidas no paquímetro

No caso das medidas efetuadas pelo paquímetro para medir as diferentes espessuras, o titânio apresenta uma maior dispersão de resultados em relação ao valor alvo, enquanto que nas peças em cromo-cobalto os valores obtidos aproximam-se mais ao valor alvo, sendo um erro relativamente baixo.

Tabela 14: Médias e Desvio-Padrão de Espessuras em Peças de Titânio e Cromo Cobalto.

	Titânio				Cromo Cobalto			
	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão
Amostra 1	,1100	1,1200	,3320	,4410	,1200	,1800	,1500	,0245
Amostra 2	,1500	,1800	,1600	,0141	,0100	,0700	,0320	,0268
Amostra 3	,1200	,1800	,1500	,0245	,0200	,1000	,0500	,0308
Geral	,1300	,4900	,2140	,1550	,0700	,1000	,0773	,0119

Em geral, como se pode evidenciar pela tabela seguinte, as peças em cromo-cobalto apresentam mais empenos que as peças em titânio.

Tabela 15: Comparação total dos erros entre os diferentes materiais obtidos por SLM.

Material		Amostra 1	Amostra 2	Amostra 3	Geral
Titânio	Média	1,2946	,9831	1,0484	1,1087
	Desvio-Padrão	1,6702	1,4173	1,4845	1,4307
Cromo-Cobalto	Média	1,0484	2,0097	2,1228	1,7270
	Desvio-Padrão	1,4845	2,7366	2,8142	2,3095

Conclusão

Este trabalho consistiu na obtenção de peças com características geométricas de uma barra sobre implantes através da tecnologia de prototipagem rápida SLM. Este método é recente e carece de mais ensaios de forma a avaliar os seus procedimentos.

Foi apresentado uma forma de aquisição de um modelo digital e posterior tratamento. Foi também utilizado e demonstrado o funcionamento de uma tecnologia de impressão 3D das muitas disponíveis. Por fim foi utilizada uma CMM para efetuar o controlo dimensional.

Concluiu-se que tanto a máquina de prototipagem rápida SLM 50 como a SLM 100 não estão prontas para serem aplicadas na prática de medicina dentária, pois as peças de cromo-cobalto e titânio produzidas pelas respetivas máquinas apresentam empenos/desvios bastante significativos, na ordem das décimas de mm, quando os dentistas mencionam a necessidade de não ultrapassar desvios na ordem das centésimas ou mesmo na ordem da milionésima parte.

Em relação aos empenos podemos concluir que os de maior relevância são os empenos de distorção, pois na medição da perpendicularidade no plano XZ e YZ os valores obtidos foram altamente dispersos por relação ao valor que se pretendia. A distorção deve-se à elevada entrega térmica diferencial do processo SLM. As zonas mais quentes são menos rígidas pelo que as zonas mais frias forçam-nas a deformar. Seria importante investigar se os resultados seriam melhores, caso a temperatura fosse mantida constante durante o processo de fabrico, realizando-se um arrefecimento controlado.

Os empenos de menor relevância foram os obtidos nos diâmetros dos cilindros das peças. Todos estes empenos devem-se a fatores de calibração das máquinas, à dimensão do grão do pó, à intensidade e/ou duração do laser.

Estatisticamente, o cromo-cobalto apresentou mais empenos que o titânio, apesar de ambos os materiais não se encontrarem dimensionalmente adequados.

Sugere-se para trabalhos posteriores, que se compare padrões obtidos por maquinagem (CAM) e por fundição, de forma a poder obter mais resultados e ficar-se assim com uma real visão da dimensão dos erros. Existe uma discrepância entre as tolerâncias desejadas pelos clínicos e as tolerâncias que de fato se conseguem obter.

Bibliografia

- [1] Rekow, ED. 1992. *CAD/CAM in dentistry: a historical perspective and view of the future*. J Can Dent Assoc. 58(4). Abril: 283, 287-8
- [2] EDS Technologies. 2006. www.edstechnologies.com (acedido em Dezembro 2012)
- [3] Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S., Tamaki, Y. 2009. *A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience*. Dent Mater J. 28(1). Janeiro: 44-56.
- [4] Bernardes S. R., Tiozzi R., Sartori, I., Thomé, Geninho. 2012. *Tecnologia CAD/CAM aplicada à prótese dentária e sobre implantes*. Jornal ILAPEO. 6(1). Jan. Fev. Mar: 8-13
- [5] Duret, F., Preston, J.D. 1991. *CAD/CAM imaging in dentistry*. Curr Opin Dent. 1:150-154
- [6] Mormann, W.H., Brandestini, M., Lutz, F., Barbakow, F. 1989. *Chair side computer aided direct ceramic inlays*. Quintessence Int. 20: 329-339
- [7] Andersson, M., Oden A. 1993. *A new all ceramic crown: a dense-sintered, high purity alumina coping with porcelain*. Acta Odontol Scand. 51:59-64
- [8] Andersson, M., Carlsson, L., Persson, M., Bergmann, B. 1996. *Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system*. Quintessence Int. 76: 187-193
- [9] LIU, Perng-Ru. 2005. *A panorama of dental CAD/CAM restorative systems*. Compendium. 26 (7). Julho: 507-16
- [10] Roland. 2012. www.rolanddga.com (acedido em Dezembro de 2012)
- [11] Datron. 2012. www.datron.com (acedido em Dezembro de 2012).
- [12] 3M ESPE Lava. 2012
[.http://solutions.3m.com/wps/portal/3M/en_WW/3MESPE/worldwide](http://solutions.3m.com/wps/portal/3M/en_WW/3MESPE/worldwide) (acedido em Dezembro de 2012)
- [13] Volpato, N. et al. *Prototipagem Rápida: tecnologias e aplicações*. São Paulo: Edgard Blücher: 2007
- [14] Mazzoli, A., Germani, M., Raffaelli, R. Gracco. A. 2010. *Three-Dimensional Diagnosis and Visualization Supports in Orthodontics Based on Reverse Engineering and Solid Free-*

Form Fabrication Techniques, Modelling Simulation and Optimization. Gregorio Romero Rey and Luisa Martinez Muneta (Ed.), InTech. ISBN: 978-953-307-048-3

[15] Arptech - Prototyping Service. 2002-2004. <http://www.arptech.com.au> (acedido em Dezembro de 2012)

[16] Bulatov Abstract Creations. <http://bulatov.org/> (acedido em Dezembro de 2012)

[17] Antas, A., F., F. 2007. *Utilização das Tecnologias de Prototipagem Rápida na Área Médica*. Tese de Mestrado em Design Industrial, FEUP/ESAD

[18] Santos, F., Abe, Y., Kitamura, K., Osakada, K., Shiomi, M. 2010. *Mechanical Properties of pure titanium models processed by selective laser melting*. Proceedings of the Solid Freeform Fabrication Symposium. Austin, Texas: 180 – 186

[19] Engineer's Handbook. 2004. <http://www.engineershandbook.com/> (acedido em Dezembro de 2012)

[20] Brantley, A. 2003. *Aging of Casting Alloys used in Prosthodontics and Restorative Dentistry. Dental Materials in vivo. Aging and Related Phenomena*. Quintessence Books. 1 ed: 23-34

[21] Davis, J. R. 2003. *Handbook of Materials for Medical Devices*. ASM International

[22] van Noort, R. 2004. *Propriedades Mecânicas. Introdução aos Materiais Dentários*. ArtMed. 2 ed: 55-63

[23] Ray, N. 2001. *Stresses & Strains*. In: Department of Restorative Dentistry of University College in Cork Ireland. Editor: Dental Materials Lecture Notes: 1-17

[24] Aberlink Innovative Metrology. 2013. <http://www.aberlink.com> (acedido em Fevereiro de 2013)

[25] Menq, C., Chen, F.L. 1995. *Curve and Surface Approximation from CMM Measurement Data*

[26] BOSCH, J.A. 1995. *Coordinate Measuring Machines and Systems*. ISBN 0-8247-9581-4. Marcel Dekker, INC, 443p. New York

[27] Materialise. 2012. <http://www.materialise.com/> (acedido em Dezembro de 2012)

[28] Golden Progress Medical Technology. (2012) <http://gp.goldenprogress.com/> (acedido em Dezembro de 2012)