

Projecte de Fi de Carrera
Enginyer Industrial

**Disseny i desenvolupament d'un entorn de
simulació de l'articulació de l'húmer de suport a
la planificació quirúrgica**

**MEMÒRIA
ANNEXOS**

Autora: Miriam Febrer Nafria
Directora: Alícia Casals Gelpí
Co-director: Xavier Giralt Ludevid
Convocatòria: Març 2014



**Escola Tècnica Superior
d'Enginyeria Industrial de Barcelona**



Resum

L'objectiu d'aquest projecte és el disseny d'una eina de software que mitjançant la simulació permeti al metge prendre decisions després d'estudiar com afecten diferents modificacions en l'anatomia d'un pacient concret, concebudes per dotar una articulació d'una millor funcionalitat.

Les modificacions que a estudiar se centren en l'articulació glenohumeral, que és la que permet la major part del moviment de la part superior del braç, i té com a superfícies articulars el cap de l'húmer i la glena. Es contemplen dos escenaris a simular: l'eliminació del múscul supraespinós (que es troba a la còfia rotadora del cap de l'húmer) i l'elecció de la pròtesi òptima, segons paràmetres geomètrics, per substituir l'articulació glenohumeral.

En aquest projecte s'ha dissenyat un model musculoesquelètic de l'articulació glenohumeral partint d'un model existent de l'extremitat superior del cos, desenvolupat amb el programari de simulació OpenSim. S'ha ajustat el model per a simular els graus de llibertat de l'articulació, especificant els músculs necessaris per a actuar en aquesta, i afegint les translacions del cap de l'húmer, per tal de fer-lo més acurat.

S'ha determinat el protocol de recollida de dades del moviment humà amb un sensor magnètic i el seu tractament per utilitzar-les com a dades experimentals d'entrada a l'OpenSim. Aquestes dades permeten escalar un model genèric a un subjecte concret, i reproduir en el model virtual el moviment experimental, per tal de determinar, entre altres, com actua cada múscul o quins esforços pateix cada articulació.

S'ha desenvolupat un disseny bàsic d'una interfície amb l'editor d'interfícies d'usuari gràfiques de MATLAB que permet al metge estudiar com afecta a un pacient concret l'eliminació d'un múscul de la còfia rotadora o quina és la millor geometria de la pròtesi que es vol implantar en el pacient.

Amb la utilització de MATLAB s'han aconseguit dos aspectes positius. El primer és que el metge pot disposar de les eines que ofereix OpenSim, sense necessitat d'aprendre a utilitzar el programa; la interfície li ofereix els models i les eines que necessita de manera més intuïtiva, i dóna els resultats de forma que els pugui interpretar fàcilment. El segon és que s'amplien les possibilitats de simulació d'OpenSim amb les capacitats de càlcul de MATLAB, el que permet fer diferents simulacions variant paràmetres i tractar els resultats.

Índex

Resum.....	1
Prefaci.....	5
Introducció	7
Capítol 1	
L'articulació glenohumeral.....	9
1.1. Conjunt articular de l'espatlla	9
1.2. Articulació glenohumeral	10
1.3. Patologies de l'articulació glenohumeral	11
1.4. Tractament de la fractura d'húmer proximal.....	12
1.5. Pròtesi inversa d'espatlla	13
1.6. Efectes d'elements anatòmics i de paràmetres de la pròtesi inversa.....	14
1.7. Objectius.....	15
Capítol 2	
L'entorn de simulació	17
2.1. Arquitectura de l'entorn de simulació	17
2.2. Introducció a l'OpenSim	18
2.3. Definició d'un model amb OpenSim.....	20
2.4. Eines de l'OpenSim.....	23
2.4.1. Escalat i ajustament dels marcadors	24
2.4.2. Cinemàtica Inversa	27
2.4.3. Dinàmica Inversa	28
2.4.4. Optimització Estàtica.....	29
2.4.5. Visualització.....	31
2.5. Aportacions de MATLAB.....	31
2.6. Programari del sensor magnètic	32
Capítol 3	
Desenvolupament	35
3.1. El model desenvolupat.....	35
3.1.1. Cossos.....	38
3.1.2. Articulacions.....	38
3.1.3. Músculs.....	42
3.2. Recollida de dades experimentals.....	43
3.2.1. Protocol de marcadors	44
3.2.2. Determinació dels moviments a enregistrar	45
3.2.3. Enregistrament del moviment i tractament de les dades.....	46

3.3. Desenvolupament del <i>software</i> i les interfícies	48
3.3.1. Especificacions a complir.....	48
3.3.2. Software desenvolupat.....	50
3.3.3. Interfícies	54
Capítol 4	
Resultats i discussió	59
4.1 Validació del model	59
4.1.1. Músculs que inclou el model	59
4.1.2. Translacions del cap de l'húmer	64
4.2. Validació de la recollida de dades experimentals	65
4.3. Resultats de la interfície "Mapa de moviments"	67
4.4. Resultats de la interfície "Elecció pròtesi"	71
Capítol 5	
Pressupost i consideracions ambientals.....	73
5.1. Pressupost	73
5.2. Consideracions ambientals.....	75
Conclusions.....	77
Agraïments	79
Bibliografia.....	81
Articles.....	81
Pàgines web.....	82
Annexos	
A. Manual d'usuari.....	83
A.1. Interfície "Mapa de moviments"	83
A.2. Interfície "Elecció pròtesi"	85

Prefaci

El present projecte s'ha realitzat al grup de Robòtica de l'Institut de Bioenginyeria de Catalunya (Ibec). Aquest grup col·labora amb la Unitat de Cirurgia del Cap de l'Húmer de l'Hospital del Mar. S'han fet diferents estudis relacionats amb intervencions de pròtesi com a tractament després d'una fractura de l'húmer proximal.

En tots aquests estudis s'han utilitzat cadàvers per recollir dades experimentals. Els estudis amb cadàvers presenten algunes limitacions, ja que els músculs no es comporten de la mateixa manera que en un cos viu i per tant les possibilitats de reproduir fidelment situacions reals es veuen limitades. Alhora, en el cas en que es vulgui estudiar com afecta la variació d'un paràmetre concret, no es poden representar totes les situacions possibles, sinó que s'han d'escollir algunes en concret per reproduir-les experimentalment. Sovint, els especímens dels que es disposa no són molts, de manera que els resultats que s'extreuen poden no ser suficients en alguns casos. Així mateix, la variabilitat de les característiques entre diferents cadàvers tampoc permet quantificar amb prou rigor científic els efectes d'un determinat procediment.

La simulació ofereix noves possibilitats a les qüestions que es plantegen els metges a l'hora de tractar diferents patologies, ja que permet estudiar amb més precisió les implicacions biomecàniques de les diferents patologies i les causes que provoquen disminució de la mobilitat en certes parts del cos.

La motivació d'aquest projecte és avaluar les possibilitats que ofereix la simulació de models biomecànics virtuals del cos humà, com a eina alternativa a l'experimentació amb cadàvers, per tal de donar resposta a qüestions que es plantegen els metges i que no són fàcilment comprovables amb cadàvers.

Introducció

L'objectiu global del present projecte és el disseny d'una interfície que serveixi de suport a la planificació quirúrgica en l'entorn del cap de l'húmer. La patologia en la que se centra l'estudi és la fractura d'húmer proximal.

La fractura d'húmer proximal és més freqüent en gent gran. En molts casos les persones que la pateixen es veuen afectades per osteoporosi, i s'ha de substituir l'articulació glenohumeral per una pròtesi. La pròtesi pot ser parcial o total, anatòmica o inversa, segons com s'hagi produït la fractura. Els diferents trossos d'os (tuberositats) s'uneixen i es cusen amb sutures, ja que els lligaments queden inserits als trossos d'os i no és convenient tallar-los i unir-los a la pròtesi directament, ja que es desfarien.

S'han determinat dos camps d'estudi separats, relacionats amb les conseqüències que pot tenir aquesta patologia: com afecta el fet de treure un múscul de la còfia de rotadors, i l'elecció òptima de la geometria de la pròtesi, en el cas que se n'hagi d'implantar una.

Per tal d'assolir els dos objectius anteriors, és convenient desenvolupar un model anatòmic de l'articulació glenohumeral que tingui en compte tant el moviment de rotació en els tres eixos de coordenades, com el moviment de translació del cap de l'húmer sobre la glena, per poder usar-lo a la interfície.

Tant la construcció dels models com les simulacions fan ús del software de simulació del sistema musculoesquelètic OpenSim, desenvolupat per la Universitat d'Stanford. El desenvolupament del *software* i el disseny de la interfície s'implementen amb MATLAB.

Capítol 1

L'articulació glenohumeral

En aquest capítol es fa una presentació de l'articulació glenohumeral, situant-la dins el complex articular de l'espatlla. Es descriuen els elements que la formen i els diferents moviments que permet fer. També es detallen les diferents patologies que poden tenir lloc en els ossos i músculs d'aquesta articulació, entre elles la fractura d'húmer proximal, i els tractaments que s'utilitzen. Finalment es presenten alguns reptes que es plantegen els metges a l'hora de millorar aquests tractaments i es determinen els objectius concrets, les especificacions que ha de complir l'eina de simulació desenvolupada en el present projecte.

1.1. Conjunt articular de l'espatlla

El conjunt articular de l'espatlla és un dels més complexos del cos humà i també el que permet aconseguir un rang de moviment més gran [Peat M, 1986]. Està format (com es pot veure a la Figura 1.1) per tres ossos: la clavícula, l'escàpula i l'húmer; i per quatre articulacions: glenohumeral, acromioclavicular, esternoclavicular i escapulotoràcica.

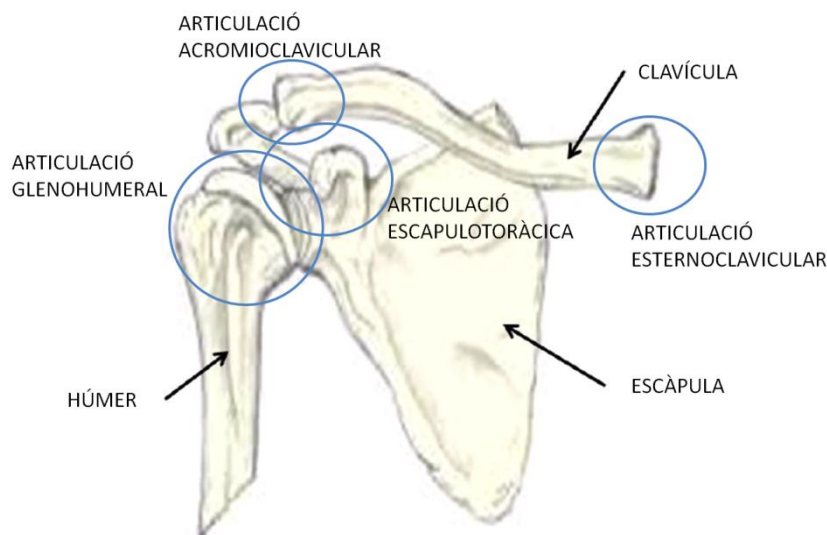


Figura 1.1: Ossos i articulacions del conjunt espatlla-cintura escapular.

El moviment de l'espatlla és el resultat de la combinació del moviment d'aquestes quatre articulacions:

- L'articulació acromioclavicular uneix l'extrem intern de la clavícula amb l'acromion de l'escàpula. Els moviments que permet són el lliscament, l'elevació i la depressió de l'escàpula.

- L'articulació esternoclavicular uneix l'extrem extern de la clavícula amb l'esternó i permet que la clavícula es desplaci cap a dalt (ascens), cap a baix (descens), cap endavant (anteversió) i cap enrere (retroversió).
- L'articulació escapulotoràcica és en realitat una articulació falsa, ja que realment no hi ha contacte entre els ossos que la formen: l'escàpula i les costelles. Permet el moviment de l'escàpula: abducció i adducció, elevació i descens, campaneig intern i extern.
- L'articulació glenohumeral permet el moviment entre el cap de l'húmer i la glena, una cavitat situada a l'escàpula. És una articulació multiaxial de tipus ròtula [Veeger H, 2006].

1.2. Articulació glenohumeral

Els moviments que permet fer l'articulació glenohumeral, en cadascun dels tres eixos de rotació, es poden veure a la Figura 1.2:

- Flexió/extensió: endavant i enrere
- Abducció/adducció: allunyar-se i apropar-se
- Rotació externa/rotació interna (retroversió/anteversió): cap a fora i cap a dins

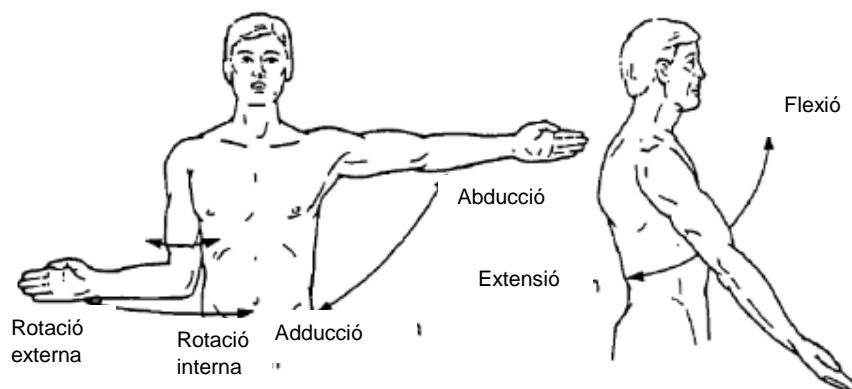


Figura 1.2: Moviments en cada eix de rotació de l'articulació glenohumeral

Font: Murray, 1999

Les superfícies articulars són el cap de l'húmer i la glena. Tenen radis de mides diferents, el que permet una gran mobilitat, però implica alhora que s'han de restringir les translacions de l'articulació per assegurar l'estabilitat. Això s'aconsegueix pressionant el cap de l'húmer contra la glena, mitjançant els músculs del manegot de rotadors. En aquest moviment, el centre de rotació del cap de l'húmer pot arribar a traslladar-se en la direcció superior-inferior entre 2 i 3 mm [Massimini *et al*, 2012].

El manegot de rotadors (o còfia rotadora) és un conjunt de músculs i tendons que envolten la càpsula de la glena. Està format (tal com es veu a la Figura 1.3) pels músculs supraespinós, el subescapular, el rodó menor i l'infraespinós. La seva funció principal és assegurar l'estabilitat de l'articulació glenohumeral. Alhora, cada múscul té altres funcions específiques. El múscul

supraespinós és abductor del braç en el primer tram i rotador extern, juntament amb els músculs rodó menor i infraespinós. El múscul subescapular és rotador intern del braç.

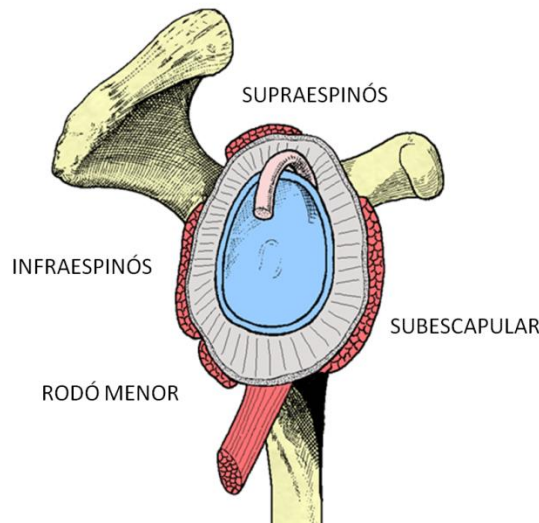


Figura 1.3: Visió lateral del manegot de rotadors i dels quatre músculs que el formen

1.3. Patologies de l'articulació glenohumeral

La disfunció d'un component del conjunt (ja sigui os, tendó, lligament o múscul) pot repercutir en una pèrdua de la mobilitat de l'articulació. Algunes patologies importants de l'articulació glenohumeral són:

- Esquinçament del manegot de rotadors.

Les lesions al manegot de rotadors poden tenir lloc tant per una activitat repetitiva al llarg del temps com per una activitat amb sobrecàrrega. Una tensió aplicada a un manegot de rotadors degenerat prèviament pot causar un trencament del manegot.

Els tendons del manegot de rotadors tenen una capacitat limitada de reparació i cicatrització, ja que l'aportació de sang que reben és molt baixa. Amb el pas dels anys aquesta aportació disminueix encara més, i pot arribar a provocar una lesió en el manegot de rotadors. Aquestes lesions poden anar des d'una simple inflamació fins a una ruptura completa. El múscul que es trenca amb més facilitat és el supraespinós [Terrier *et al*, 2007].

Després d'una cirurgia per reparar l'esquinçament del manegot de rotadors, pot tornar-se a trencar al cap d'un temps.

- Dislocació de l'espatlla.

Es produeix pel trencament del labrum (l'anell de cartílag que envolta la glena). Pot haver alguna fractura associada. Els símptomes de la dislocació són aguts i consisteixen en dolor i limitació de la mobilitat, principalment.

Com a conseqüència es pot produir inestabilitat per les lesions que la dislocació porta associades (ruptura del labrum, fractura d'impactació al cap humeral i/o a la glena).

La reparació quirúrgica pot ser anatòmica, cosint el labrum amb sutures, o no anatòmica, traslladant la punta de la coracoides juntament amb el tendó conjunt al davant de la articulació per donar estabilitat.

- Fractura de l'húmer.

Quan l'húmer es trenca per l'extrem superior, la fractura s'anomena d'húmer proximal. És poc freqüent i té lloc en persones grans, majors de 60 anys. L'húmer es pot trencar de diferents formes, la més corrent és en tres trossos, on en cadascun dels quals queda inserit algun lligament del manegot de rotadors. Hi ha casos on a més de la fractura, hi ha un esquinçament d'algun múscul del manegot de rotadors.

- Artritis.

És la degeneració de l'articulació de l'espatlla. Hi ha dos tipus, que tenen conseqüències diferents en el moviment de l'articulació. En el primer cas (artrosi primària) es perd tant el moviment actiu (moviment produït per la persona) com el passiu (moviment produït des de l'exterior, agafant el braç i movent-lo). En el segon cas (artrosi secundària), degut a la absència de la còfia rotadora, es produeix l'ascens del cap humeral mantenint-se el moviment passiu però perdent-se l'actiu.

1.4. Tractament de la fractura d'húmer proximal

La fractura d'húmer proximal es pot tractar de manera conservadora, amb un pla de rehabilitació progressiu, o quirúrgicament, col·locant una pròtesi per substituir l'articulació. En el cas de tractament quirúrgic, la substitució de l'articulació per una pròtesi pot ser total (se substitueixen el cap de l'húmer i la glena) o parcial (només se substitueix el cap de l'húmer), segons com s'hagi produït la fractura. La substitució total, a més, evita que a la llarga hi hagi un desgast a la glena major del que hi hauria sense pròtesi.

Durant la intervenció, els diferents trossos d'os (tuberositats) on han quedat inserits els tendons es cusen amb sutures, i s'uneixen a la pròtesi. L'estabilitat de l'articulació després de la intervenció depèn, en part, de com s'han unit les tuberositats. També depèn de la relació entre els radis de les dues superfícies articulars. Com més semblants són el radi del cap de l'húmer i el radi de la glena, més estabilitat hi ha, però millorar l'estabilitat implica una disminució en el rang de moviment, ja que l'espai que pot recórrer el cap de l'húmer quan els dos radis són semblants és menor.

En el cas en que a més de fractura hi ha un esquinçament de la còfia rotadora, l'ús d'una pròtesi convencional pot provocar dolor i permet un rang de moviments molt petit¹. Per aquest motiu s'utilitza un tipus de pròtesi anomenat pròtesi inversa, que inverteix la geometria anatòmica de l'articulació glenohumeral: es col·loca la superfície esfèrica a la glena, i el forat al cap de l'húmer. Aquesta pròtesi millora el moviment d'elevació del braç, ja que permet aixecar el braç amb només el múscul deltoides. Però pot empitjorar altres moviments, com la rotació interna i la lateral, segons com s'implanti i segons l'estat dels múscles romanents de la còfia rotadora.

¹<http://orthoinfo.aaos.org> (American Academy Orthopaedic Surgeons)

En aquest projecte s'estudia la fractura d'húmer proximal en el cas en que s'intervé quirúrgicament per substituir l'articulació de l'espatlla per una pròtesi inversa.

1.5. Pròtesi inversa d'espatlla

La pròtesi inversa de l'articulació glenohumeral² va ser introduïda per P. Grammont l'any 1987 [Stübig T, 2013]. S'anomena així perquè no segueix la forma natural de l'articulació, sinó que la inverteix: la superfície esfèrica se situa sobre la glena, i el forat sobre l'húmer. Inicialment es va utilitzar en pacients amb artropatia per esquinçament del manegot de rotadors, ja que permet elevar el braç amb només el múscul deltoïdes. Actualment s'utilitza cada cop més en altres casos, com les fractures proximals de l'húmer.

Les principals diferències entre una pròtesi anatòmica i una inversa es poden veure resumides a la Taula 1.1.

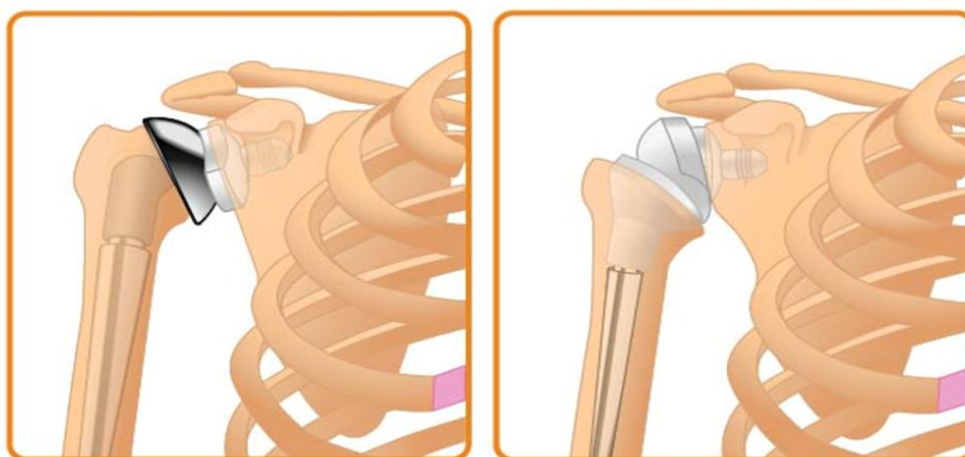


Figura 1.4: Pròtesis totals: anatòmica i inversa.

Pròtesi anatòmica	Pròtesi inversa
Geometria	
Reprodueix la geometria de l'articulació glenohumeral: esfera al cap de l'húmer, forat a la glena	Inverteix la geometria de l'articulació glenohumeral: esfera a la glena, forat al cap de l'húmer
Elevació del braç	
És el resultat de la combinació dels músculs del manegot de rotadors juntament amb el deltoïdes	Es pot aconseguir només amb el múscul deltoïdes
Centre de rotació	
És el centre del cap de l'húmer	Està medialitzat (desplaçat cap a l'interior del cos)

Taula 1.1: Comparació entre pròtesi anatòmica i pròtesi inversa

²en anglès RSA: *Reverse Shoulder Arthroplasty*

1.6. Efectes d'elements anatòmics i de paràmetres de la pròtesi inversa

Hi ha diferents situacions en les que es pot trobar el metge després d'una fractura proximal (els ossos es poden trencar de manera diferent, pot quedar inutilitzat un o més músculs del manegot de rotadors, pot produir-se pinçament...) que tenen conseqüències sobre el moviment i els esforços que pateixen els músculs.

Després d'una intervenció de substitució total per pròtesi inversa, l'húmer queda situat en una posició inferior i medial (situat més proper al cos), comparat amb la configuració anatòmica. Aquest fet provoca un canvi en el moviment de l'articulació, que pot generar en els músculs esforços diferents dels que es generen en una articulació sana. S'ha publicat algun estudi sobre les implicacions biomecàniques de la pròtesi inversa [Kontaxis *et al*, 2008], on es parla de quines conseqüències tenen lloc segons els valors d'uns determinats paràmetres. La posició de l'húmer i el moviment que pot fer depenen d'un conjunt de paràmetres, alguns dels quals es poden veure a la Figura 1.5.

- Paràmetres que depenen del pacient:
 - Alçada, amplada, profunditat de la glena
 - Radi del cap de l'húmer
- Paràmetres que depenen de la implantació de la pròtesi per part del metge a la glena:
 - Fixació inferior (D)
 - Osteotomia oblícua (α)
- Paràmetres que depenen del disseny de la pròtesi:
 - Profunditat del forat al cap de l'húmer (h)
 - Lateralització del centre de l'esfera de la glena (c)
 - Diàmetre de la glenosfera (R)

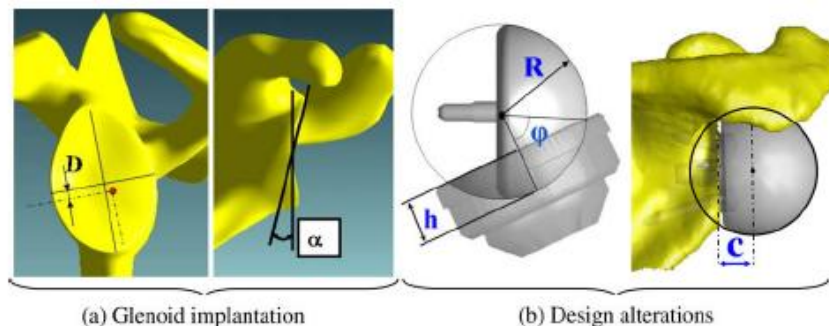


Figura 1.5: Paràmetres d'implantació (esquerra) i de la geometria (dreta) de la pròtesi inversa

Font: Kontaxis *et al*, 2009

Una altra situació amb la que es pot trobar el metge és el pinçament que es produeix quan dues superfícies (ossos, normalment) xoquen entre elles impedit que continuï el moviment. Aquest pinçament acostuma a ser degut a un error de posicionament de la pròtesi, ja que un problema important és la manca de referències anatòmiques amb les que guiar-se per implantar la pròtesi. Un possible estudi, fora de l'abast d'aquest projecte, pot ser veure quin tipus d'error és més greu, per exemple: situar la pròtesi en posició superior o inferior (més

amunt o més avall) del que s'ha previst, o en posició medial o lateral (més a prop o més lluny del cos).

Finalment, pot ocórrer durant la fractura proximal que algun múscul o lligament quedi inutilitzat (en la majoria dels casos, un del manegot de rotadors). També és possible que aquest trencament tingui lloc més endavant, al cap d'un temps després de la intervenció quirúrgica. En tots dos casos, el múscul que acostuma a trencar-se és el supraespinós, que no és necessari per elevar el braç en el cas de tenir una pròtesi inversa, ja que aquest moviment el pot fer el deltoïdes. Aquest fet sembla indicar que el múscul supraespinós es pot extreure durant la intervenció quirúrgica encara que no estigui trencat. A més, aquest múscul dificulta l'accés a l'articulació durant la intervenció, i si realment es pot extreure, es facilitaria la feina del metge, de manera que podria obtenir uns millors resultats de la intervenció.

Treure un múscul pot donar com a conseqüència una disminució del rang del moviment. Però cal tenir en compte que la majoria de pacients amb una fractura d'húmer proximal són persones grans. Per tant, el que és prioritari per ells és poder dur a terme correctament les seves necessitats diàries (vestir-se, menjar, rentar-se), i no tant poder arribar a posicions extremes o poder aixecar grans pesos.

1.7. Objectius

L'objectiu global del projecte és desenvolupar una interfície que permeti prendre decisions al metge abans de realitzar una intervenció quirúrgica de substitució de l'articulació glenohumeral per una pròtesi inversa. Un cop coneguts els problemes que poden haver, i en quina mesura poden afectar al pacient que pateix la intervenció, s'han escollit dos objectius específics:

1. Estudiar com afecta el fet d'extreure el múscul supraespinós als altres músculs que intervenen en el moviment de l'espatlla, per tal de determinar si el fet d'extreure'l millora la situació o no.
2. Estudiar com afecta la geometria de la pròtesi tant al moviment de l'articulació, com als esforços que pateixen els músculs, per tal d'escollir-ne l'òptima.

La interfície desenvolupada dóna resultats al metge per facilitar-li la presa de decisions en aquests dos casos concrets. Les eines necessàries per desenvolupar aquest projecte són eines que permeten simular el sistema musculoesquelètic (el programari de simulació OpenSim) i adaptar-lo al pacient en concret (marcadors per prendre les mesures anatòmiques del pacient i sensors per recollir aquestes mesures). El desenvolupament del *software* necessari per realitzar l'estudi es fa amb MATLAB, així com la generació de la interfície que permet estudiar els dos objectius específics.

Capítol 2

L'entorn de simulació

Per tal de desenvolupar una interfície que permeti al metge prendre decisions abans d'intervenir quirúrgicament sobre un pacient, el primer pas ha estat aprendre a treballar amb el programari de simulació OpenSim i determinar les possibilitats que ofereix i les limitacions que presenta. També s'ha estudiat la possibilitat de treballar conjuntament amb MATLAB, per superar aquestes limitacions.

En aquest capítol es fa una presentació d'aquest estudi. En primer lloc, s'explica l'arquitectura de l'entorn de simulació, amb els diferents programaris que s'han utilitzat, definint com es relacionen entre ells. En segon lloc, es mostra com és la definició d'un model amb OpenSim, i s'expliquen detalladament les eines, es mostra la base teòrica d'algunes d'elles, i es fa una anàlisi crítica. Tot seguit es justifica la necessitat de treballar amb MATLAB, donant a conèixer algunes limitacions d'OpenSim i els avantatges que ofereix MATLAB. Finalment, es presenta el sensor magnètic usat per recollir les dades experimentals necessàries per escalar el model i generar moviments que s'utilitzen en anàlisis posteriors.

2.1. Arquitectura de l'entorn de simulació

El primer que s'ha fet ha estat treballar amb OpenSim, veure tot el que permet fer i escollir les opcions que permetin donar resposta a les qüestions que pot plantejar-se el metge. S'ha vist la necessitat de poder usar les eines triades de manera automàtica. Dins OpenSim hi ha la possibilitat de treballar amb *scripts*³ de python, però tenen l'inconvenient de que el model sobre el que es treballa ha d'estar obert a la Interfície Gràfica d'Usuari (GUI) de l'OpenSim, i si es fa alguna modificació sobre el model, s'ha de guardar i s'ha de tornar a obrir. Per no haver d'estar dins la GUI d'OpenSim, s'ha decidit treballar amb MATLAB, ja que des d'OpenSim s'ofereix també la possibilitat de treballar amb *scripts* de MATLAB. Es poden importar les classes de cada mòdul que forma un model d'OpenSim, juntament amb les funcions corresponents a cada classe.

MATLAB i OpenSim es complementen. MATLAB ofereix una gran potencialitat de càlcul, de tractar dades, de repetir càlculs variant un paràmetre, de generar gràfics. S'ha treballat amb MATLAB amb les eines que s'han escollit per treballar amb l'OpenSim. S'ha automatitzat tot el que es faria de forma manual a l'OpenSim. Però el metge no té per què saber utilitzar MATLAB. Per aquest motiu s'ha decidit fer una interfície d'usuari que englobi totes les eines desenvolupades, de manera que faciliti l'ús per a qui no tingui coneixement de MATLAB.

La interfície d'usuari s'ha generat amb l'eina de MATLAB que permet generar aquest tipus d'interfícies. Queda com a treball futur traduir tots els *scripts* generats a C++, i crear les llibreries necessàries per poder generar la interfície de forma independent a MATLAB, ja que no és habitual que a l'hospital hi hagi aquest programari.

³ Un *script* és un programa escrit en un fitxer de text que conté una sèrie d'instruccions i que s'executa directament des del seu codi font

A la Figura 2.1 hi ha un esquema de l'arquitectura de l'entorn de simulació, on es veuen els usos de cada programari i com es relacionen entre ells.

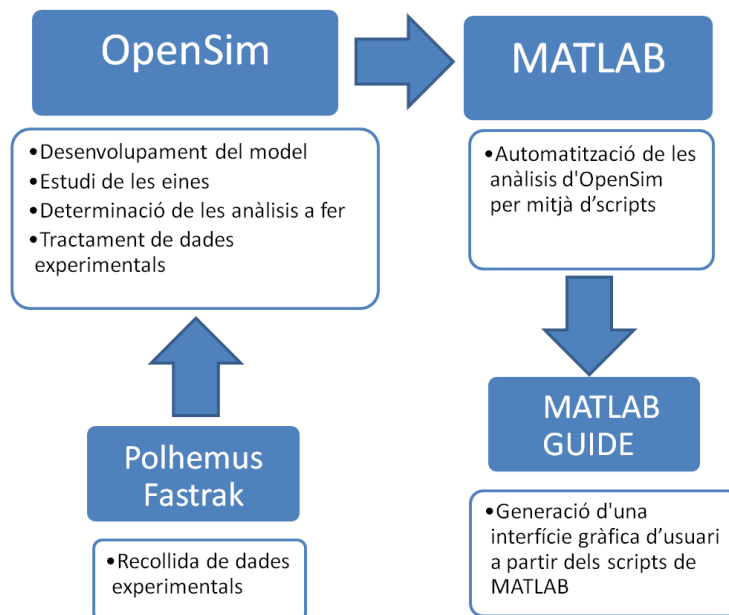


Figura 2.1: Programaris usats en el projecte i relacions entre ells

2.2. Introducció a l'OpenSim

El programari escollit per la simulació del sistema musculoesquelètic és OpenSim. En aquest apartat es fa una presentació del programari, juntament amb aspectes positius del mateix i diferents àmbits en els que s'utilitza.

OpenSim és un paquet de programari gratuït per a la modelització i l'anàlisi de sistemes biomecànics. Permet construir i analitzar models del sistema musculoesquelètic i fer simulacions dinàmiques del moviment⁴. Es poden analitzar models i simulacions existents, i desenvolupar-ne de nous.

La modelització que utilitza OpenSim es basa en el paquet de codi obert *Simbody*, que utilitza un sistema multisòlid pels càlculs cinemàtics i dinàmics. Un sistema multisòlid s'utilitza per modelitzar el comportament dinàmic de sòlids, tant rígids com flexibles, interconnectats entre ells, on cadascun d'ells pot patir translacions i rotacions en qualsevol direcció de l'espai.

El programari, a més de la construcció de models biomecànics, permet la visualització de moviments experimentals i simulats, i ofereix tot un conjunt d'eines (explicades amb més detall més endavant, en aquest mateix capítol) per a l'anàlisi cinemàtica i dinàmica d'aquests moviments.

⁴<http://simtk-confluence.stanford.edu>. Aquesta pàgina web conté diferents recursos relacionats amb l'OpenSim, entre ells una guia d'usuari.

OpenSim inclou dues interfícies. La primera és una aplicació d'usuari final amb una Interfície Gràfica d'Usuari (GUI), que utilitza un conjunt d'imatges i objectes gràfics per representar la informació i les accions disponibles. A la Figura 2.2 es poden veure els panells i les finestres principals de què consta la GUI. La segona és una Interfície de Programació d'Aplicacions (API), que inclou les especificacions per rutines, estructures de dades, classes d'objectes i variables, i permet als investigadors accedir a les funcions de l'OpenSim i definir-ne de noves. El nucli del programa està escrit en C++⁵, i la GUI està escrita en Java⁶.

La primera versió (1.0) va ser introduïda per la *American Society of Biomechanics Conference* al 2007. La versió actual (3.1, juliol 2013), a més d'incloure nous models i exemples de simulacions, permet l'ús d'*scripts*, tant dins la mateixa GUI (*scripts* de python) com amb MATLAB.

OpenSim proporciona una plataforma on la comunitat biomecànica pot construir una llibreria de simulacions que pot ser intercanviada, provada, analitzada i millorada a través de la col·laboració de diferents institucions [Delp SL, 2007].

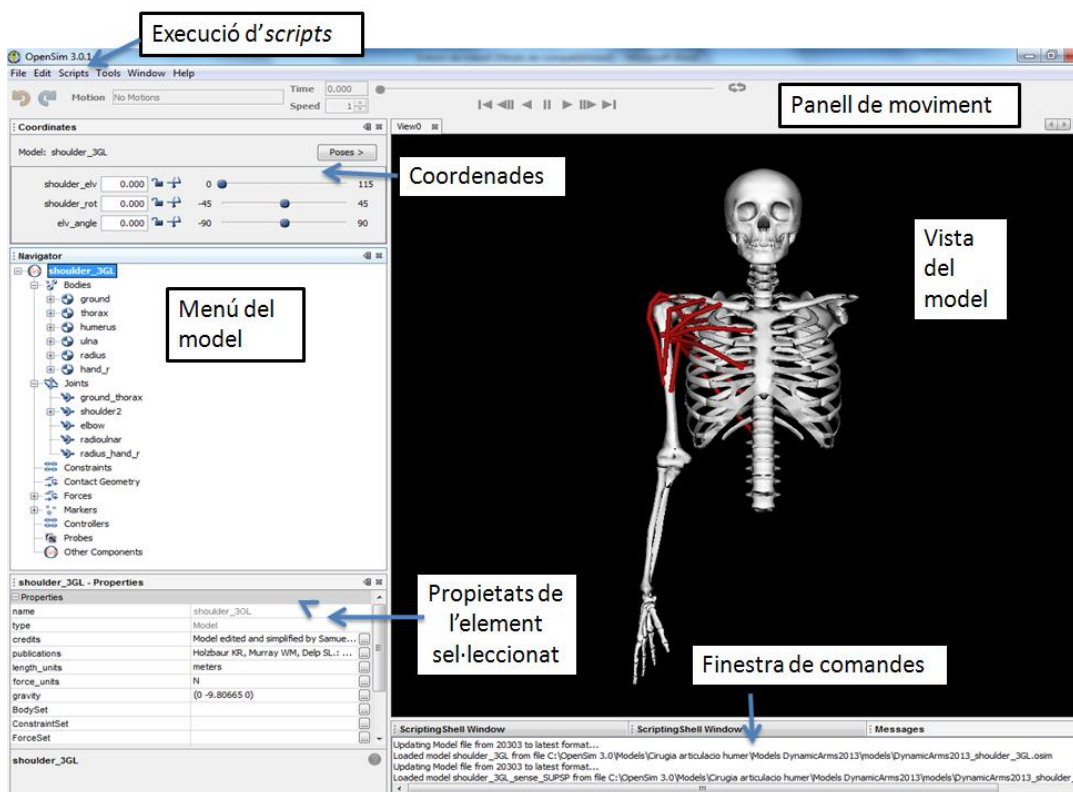


Figura 2.2: Panells i finestres principals de la Interfície d'Usuari Gràfica de l'OpenSim

Els àmbits en els que s'utilitza aquest simulador són, entre d'altres⁷:

- **Rehabilitació:** Hi ha patologies com la paràlisi cerebral, la lesió de la medulla espinal i el Parkinson, que poden limitar el moviment. La simulació amb ordinador pot ajudar a

⁵ C++ és un llenguatge de programació de propòsit general orientat a objectes.

⁶ Java és un llenguatge d'alt nivell i de plataforma independent, que es pot executar a qualsevol dispositiu sense haver de tornar a compilar el programa.

⁷ <http://opensim.stanford.edu>. Aquesta pàgina web conté informació sobre projectes de diferents universitats i centres de recerca, i és un punt d'intercanvi de coneixement.

descobrir quines són les causes dels desordres en el moviment, i dissenyar exercicis d'enfortiment dels músculs.

- **Cirurgia ortopèdica:** Els cirurgians fan intervencions on canvien el punt d'inserció d'un tendó, allarguen músculs tensos, realineen ossos, o substitueixen articulacions senceres per pròtesis. Totes aquestes intervencions es poden simular abans de ser dutes a terme, per veure com afectaran als músculs i al moviment del pacient, i per decidir quina és la millor manera d'intervenir i en el cas que hi hagi paràmetres que es puguin modificar, quin és el seu valor òptim.
- **Ergonomia i biomecànica de les lesions:** La manca d'ergonomia en els llocs de treball, en els automòbils, entre altres, pot produir lesions musculars. La simulació pot ajudar a evitar aquestes lesions millorant el disseny dels equips amb els que les persones interactuen al llarg del dia.
- **Robòtica:** Hi ha sistemes robòtics que assisteixen el moviment humà, com pròtesis externes i robots d'ajuda a la rehabilitació. La simulació permet estudiar la interacció entre les persones i aquests sistemes robòtics, per poder dissenyar-los de manera que s'ajustin millor a les necessitats reals.
- **Disseny de dispositius mèdics:** La simulació permet entendre com interactuen els dispositius com pròtesis, ortesis i cadires de rodes amb el sistema musculoesquelètic, per tal de poder definir paràmetres, configuracions i característiques que optimitzin el disseny.
- **Rendiment esportiu:** Es poden simular moviments com córrer, saltar, xutar una pilota o anar en bicicleta, i trobar quina és la forma òptima de fer-ho per tenir un rendiment màxim de forma segura.

2.3. Definició d'un model amb OpenSim

Un model d'OpenSim és un conjunt de sòlids rígids (que representen els ossos), units entre ells a través d'enllaços, que són les articulacions. Un conjunt d'actuadors, que poden ser músculs o forces externes, activen les articulacions i produeixen el moviment. Aquest moviment pot estar condicionat per un conjunt de restriccions, i governat per un controlador que intervingui sobre els actuadors per tal d'aconseguir una trajectòria o uns estats desitjats.

Un model es defineix per mitjà d'un fitxer d'extensió .osim, que es pot visualitzar i editar com un fitxer .xml⁸. Dins d'un model estan definits els mòduls que es poden veure a la Figura 2.3, i dins de cada mòdul s'hi inclouen les seves propietats i poden incloure's altres mòduls o elements.

⁸ XML, de l'anglès *eXtensible Markup Language* (llenguatge de marques extensible), és un llenguatge d'etiquetes, on una etiqueta separa una porció del document com un element. Cada element és un tros d'informació amb un sentit clar i definit.

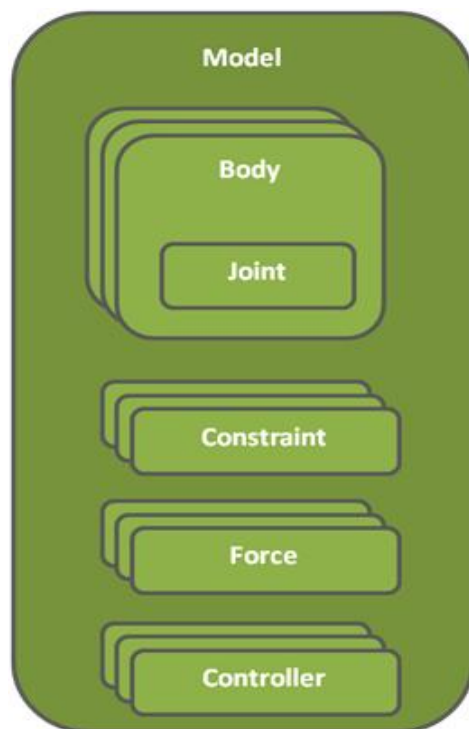


Figura 2.3: Esquema conceptual d'un model d'OpenSim

Font: <http://simtk-confluence.stanford.edu>

Cossos (*Bodies*)

Els cossos són els elements bàsics del model. Estan definits com a sòlids rígids. Poden representar un os del cos humà, o un conjunt d'ossos units entre sí i que es poden agrupar en un mateix sòlid rígid. Les propietats que defineixen cada cos són la massa, el centre de massa i el tensor d'inèrcia, principalment. Opcionalment es poden definir un seguit d'objectes que s'anomenen *WrapObjects* que representen la geometria anatòmica (teixits, òrgans...) que marca el camí que han de seguir els músculs.

Articulacions (*Joints*)

Cada cos està unit al següent per mitjà d'una articulació. El cos que conté l'articulació s'anomena *child body* (cos "fill"), i el cos que està unit a ell per mitjà de l'articulació s'anomena *parent body* (cos "pare"). La posició i orientació de cada articulació es dona respecte el *parent body*. Aquesta posició i orientació són la posició i la orientació del *child body* respecte el *parent body*. A la Figura 2.4 es poden veure els dos cossos, pare i fill, juntament amb l'articulació que els uneix.

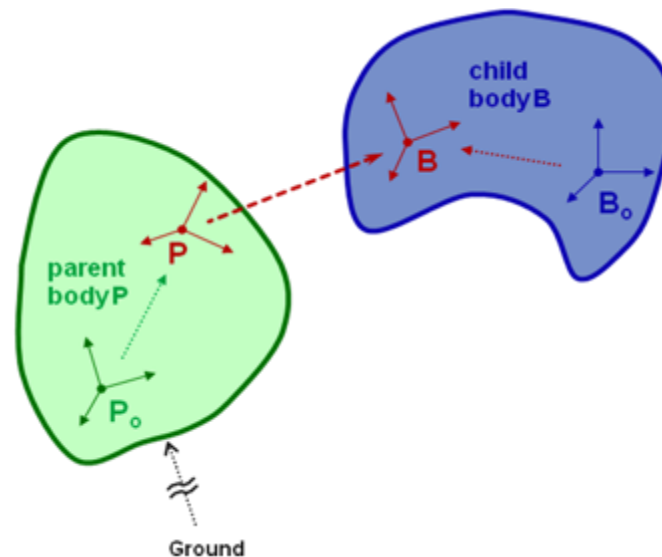


Figura 2.1: Exemple d'una articulació (en vermell) que defineix el moviment permès entre el cos pare i el cos fill. B i P són els punts on està definida l'articulació en el cos fill i pare, respectivament, i B_0 i P_0 són les bases del cos fill i del pare, respectivament.

Font: <http://simtk-confluence.stanford.edu>

Hi ha diferents tipus d'articulacions, segons els moviments relatius possibles entre el cos fill i el cos pare. Hi ha sis possibles graus de llibertat: tres rotacions i tres translacions. L'articulació de soldadura (*WeldJoint*), fusiona els dos cossos sense permetre moviment relatiu entre ells, i l'articulació lliure (*FreeJoint*) permet el moviment relatiu entre els dos cossos en els tres eixos de rotació i de translació. Entre aquests dos extrems, hi ha diferents tipus d'articulacions possibles, que permeten moviment relatiu en algun dels graus de llibertat.

Les coordenades que defineixen el moviment (rotació o translació) estan definides localment, respecte al cos anterior (cos pare). A cada rotació o translació permesa se li assigna una variable (coordenada). Per a cada articulació, s'ha de definir el conjunt de coordenades lineals i angulars i la transformació espacial (eix de rotació o de translació i funció de la transformació).

Actuadors (*Actuators*)

Un actuador és un element que provoca el moviment d'una articulació. Els actuadors en un model d'OpenSim típicament corresponen als músculs, però es poden definir també actuadors ideals.

Hi ha diferents models de músculs. Internament tenen un nombre de paràmetres diferents, però tots coincideixen en els estats que presenten (entre altres, activació muscular i longitud de les fibres).

Els actuadors ideals poden ser forces o parells, i poden aplicar-se en un punt concret o sobre un cos. Dos tipus d'actuadors ideals que s'utilitzen sovint són els actuadors residuals i els actuadors de reserva. Els actuadors residuals s'acostumen a posar a la primera articulació lliure, per tal d'absorbir l'error que pot haver en el modelat, en el procés de recollida de dades, en el càlcul d'acceleracions... Els actuadors de reserva ajuden a fer el moviment si els músculs són dèbils i no arriben a fer la força necessària per fer un moviment. És una manera d'evitar

que algunes de les eines de l'OpenSim fallin o donin un error a l'hora de fer els càlculs, i permet veure quin és el múscul que dóna problemes i que potser cal enfortir.

Restriccions (*Constraints*)

Dues o més variables poden estar relacionades entre elles, de manera que el moviment d'una vingui determinat pel d'una altra. Les restriccions són funcions de dependència entre coordenades. Cada restricció disminueix un grau de llibertat del model. Una coordenada, lineal o angular, pot dependre d'una coordenada o de més. Les funcions de dependència poden ser lineals o polinomials. Les corbes polinomials es defineixen donant un conjunt de punts, i s'anomenen *SimmSpline*.

Controladors (*Controllers*)

Opcionalment es pot afegir un element de control, per tal de que el model segueixi una trajectòria determinada, a una velocitat determinada. En aquest projecte, però, no ha estat necessari utilitzar-ne cap.

2.4. Eines de l'OpenSim

OpenSim ofereix un conjunt d'eines per llegir dades experimentals, preparar el model que es vol estudiar, fer simulacions dinàmiques i analitzar-les. En aquest apartat s'expliquen les eines que s'han utilitzat durant la realització del projecte. La Figura 2.5 mostra de manera esquemàtica les entrades i sortides de cadascuna d'aquestes eines, i la relació entre elles.

Partint d'un model musculoesquelètic genèric (que pot correspondre al cos sencer o a una part del cos) i d'unes dades experimentals que corresponen a les posicions d'un conjunt de marcadors⁹ en posició estàtica, l'eina *Scale* canvia les mides del model genèric per fer-lo més semblant al subjecte concret del que s'estan recollint les dades. Amb dades experimentals corresponents a un moviment, l'eina *Inverse Kinematics* determina quins són els valors de les coordenades de cada articulació a cada instant de temps. Aquesta cinemàtica obtinguda és la que s'utilitza com a entrada a les eines *Inverse Dynamics* i *Static Optimization*. *Inverse Dynamics* calcula els moments i les forces aplicades a cada articulació per tal de produir el moviment desitjat. *Static Optimization* calcula l'activació de cada múscul i la força que ha de fer per aconseguir el moviment desitjat.

En els següents apartats s'explica en què consisteix cada eina, quines són les entrades que necessita (informació, fitxers, dades...) i quines són les sortides que dóna. També es fa algun comentari d'interès relacionat amb cada eina.

⁹ Els marcadors s'utilitzen per fer seguiment del moviment humà. Estan situats en posicions anatòmiques conegudes i fàcils de localitzar, tant en el subjecte real com en el model virtual, i serveixen per relacionar les dades experimentals amb el model virtual. Més endavant, en aquest mateix capítol, s'explica amb més detall en què consisteixen i com s'utilitzen.

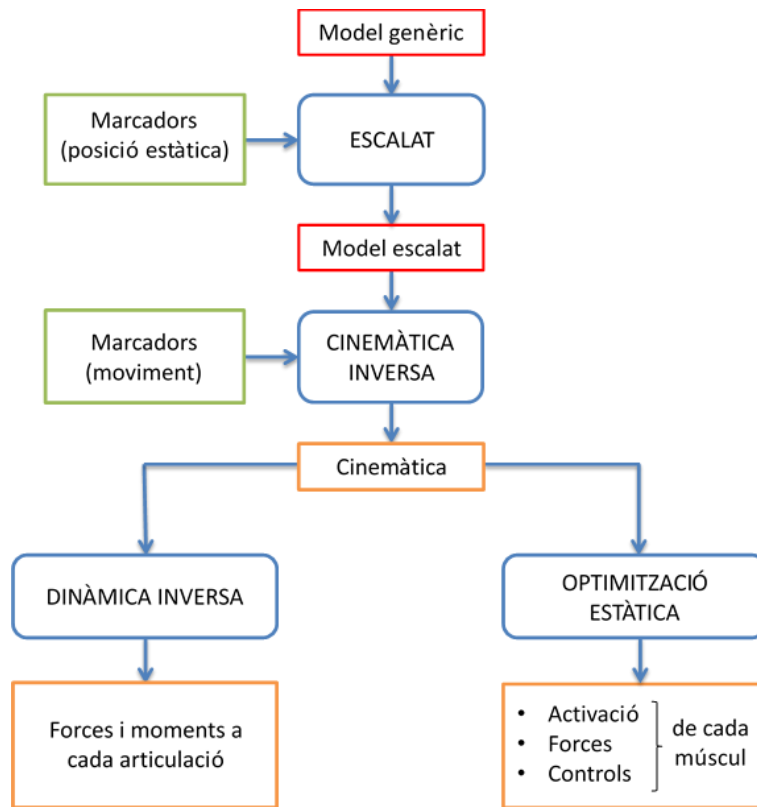


Figura 2.5: Esquema de les principals eines de l'OpenSim i relació d'entrades i sortides de cadascuna d'elles.

2.4.1. Escalat i ajustament dels marcadors

Un model genèric es pot escalar a un pacient, per poder obtenir resultats que es refereixen a aquell pacient en concret. Escalar un model és modificar el tamany, la massa i la inèrcia de cada cos. Això es fa comparant les distàncies entre parelles de marcadors situats en les posicions corresponents en el model virtual i en el model experimental.

Es pot especificar quins són els marcadors que s'han d'utilitzar per escalar cada cos. Per exemple, si per l'escalat d'un cos s'utilitzen dues parelles de marcadors, p_1 i p_2 , el factor d'escala s serà la mitjana del factor d'escala calculat per cada parella, s_1 i s_2 (veure Eq. 2.1).

$$s = \frac{(s_1 + s_2)}{2} \tag{Eq. 2.1}$$

On s_1 i s_2 s'han calculat, com mostra l'Equació 2.2, a partir de la relació entre la distància de la parella de marcadors al subjecte real i la distància de la parella de marcadors en el model virtual.

$$s_1 = \frac{e_1}{m_1} \tag{Eq. 2.2}$$

On:

e_1 és la distància experimental entre els dos marcadors, i es calcula fent la mitjana de tots els valors obtinguts a l'interval de temps especificat per l'usuari, a partir dels valors del fitxer .trc¹⁰.

m_1 és la distància del parell de marcadors p_1 en el model virtual, calculada a la posició per defecte del model.

Hi ha l'opció de donar algun factor d'escala de forma manual, si s'ha calculat per altres mètodes.

Quan ja s'ha escalat el model, s'han d'ajustar els marcadors. Ajustar els marcadors consisteix en desplaçar els marcadors del model virtual per tal de col·locar-los en posicions que s'aproximin més a les posicions dels marcadors en el subjecte, per minimitzar l'error intrínsec del posicionat manual dels marcadors experimentals. Es pot veure un exemple d'aquest error a la Figura 2.6. Aquest pas permet que en els següents passos, especialment a la cinemàtica inversa, s'aconsegueixin resultats més precisos.

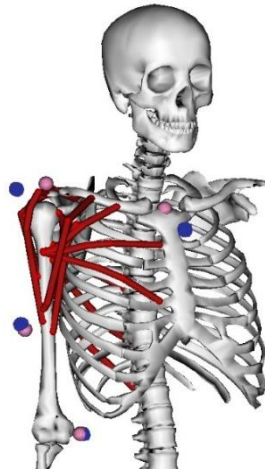


Figura 2.6: Model desenvolupat al projecte amb el conjunt de marcadors utilitzats virtuals (color rosa) i experimentals (color blau) abans d'ajustar els marcadors.

L'escalat i l'ajustament dels marcadors es poden fer alhora o per separat. És recomanable fer-ho per separat, i anar iterant entre tots dos processos fins que s'arribi a un resultat satisfactori, ja que s'escala el model amb dades de marcadors que poden no correspondre exactament a les posicions dels marcadors virtuals, i la iteració entre les dues operacions ajuda a disminuir aquest error.

Entrades

1. Model genèric (fitxer .osim).
2. Fitxer .trc (veure Figura 2.7) que conté la posició de cada marcador en cada instant de temps.
3. Fitxer .xml amb el conjunt de marcadors virtuals, en cas que calgui. Els marcadors poden estar integrats dins el model o es poden afegir des d'un fitxer extern.

¹⁰ Un fitxer .trc (de l'anglès *Track* (via, pista) *Row* (fila) *Column*(columna)) serveix per especificar les posicions dels marcadors col·locats en un subjecte en diferents instants durant una captura del moviment. Va ser creat per la *Motion Analysis Corporation*.

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K
1	PathFileType	4 (X/Y/Z)	arm26_elbow_flex_prova3.trc								
2	DataRate	CameraRate	NumFrames	NumMarkers	Units	OrigDataRate	OrigDataStartFrame	OrigNumFrames			
3	120	120	121		3 mm	120	1	121			
4	Frame#	Time	r_acromion			r_humerus_epicondyle			r_radius_styloid		
5			X1	Y1	Z1	X2	Y2	Z2	X3	Y3	Z3
6	1	0	-15,17	32,93	175,73	77,78	-273,99	190,42	300,96	-619,08	-124,33
7	2	0,00833333	-15,76	32,93	176,3	78,02	-273,75	190,33	303,63	-615,47	-127,7
8	3	0,01666667	-16,3	33,05	176,86	78,36	-273,43	190,05	306,2	-612,14	-130,65
9	4	0,025	-16,89	33,15	177,37	78,67	-273,05	189,73	308,82	-608,76	-133,6
10	5	0,03333333	-17,44	33,33	177,83	79	-272,64	189,42	311,48	-605,07	-136,91
11	6	0,04166667	-17,97	33,56	178,27	79,36	-272,24	189,07	313,99	-601,41	-140,17
12	7	0,05	-18,43	33,72	178,59	79,72	-271,84	188,7	316,38	-598,04	-143,04
13	8	0,05833333	-18,94	33,84	178,93	80,1	-271,38	188,28	318,75	-594,67	-145,92
14	9	0,06666667	-19,44	33,99	179,28	80,46	-270,93	187,87	321,06	-591,14	-149,01
15	10	0,075	-19,9	34,18	179,6	80,74	-270,48	187,51	323,13	-587,6	-151,91

Figura 2.7: Exemple de fitxer .trc obert amb Excel. Es poden veure les posicions (x, y i z) corresponents a tres marcadors.

Sortida

1. Model d'OpenSim escalat i/o ajustat (fitxer .osim).

Marcadors

Els marcadors de seguiment s'utilitzen per estudiar el moviment, a partir del càlcul de la posició i orientació del sistema de coordenades local de cada cos d'un conjunt multisòlid. Hi ha diferents mètodes de recollida de dades, com les càmeres (mètode òptic) o els sensors magnètics.

Hi ha definits conjunts de marcadors estàndards (es pot veure un exemple a la Figura 2.8), que corresponen a punts del cos humà fàcils d'identificar, com centres d'articulacions o extrems d'ossos que es poden palpar. Un mateix conjunt de marcadors es col·loca en el subjecte del que es recullen les dades i, de forma virtual, en el model musculoesquelètic. Les dades que es recullen dels marcadors experimentals s'utilitzen per fer càlculs i simulacions amb els marcadors virtuals. Per això és necessari que els dos conjunts (marcadors experimentals i marcadors virtuals) estiguin col·locats en posicions anatòmiques equivalents.

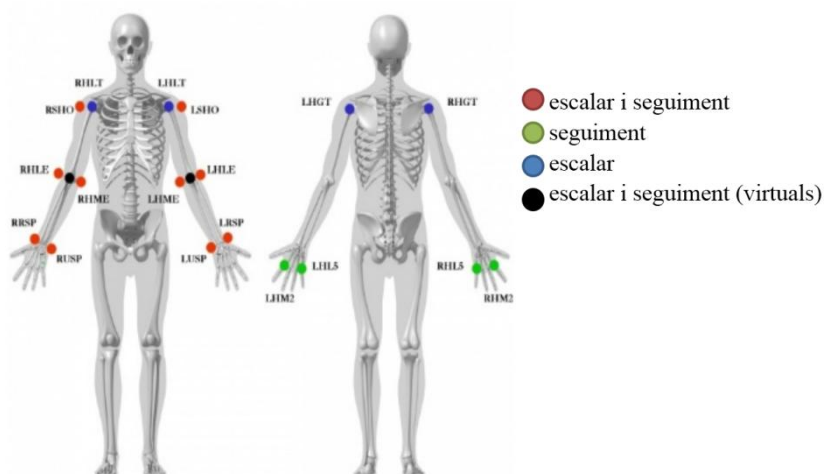


Figura 2.8: Vista frontal i posterior de l'esquelet humà amb el conjunt de marcadors corresponents a la part superior del braç. Hi ha marcadors que s'utilitzen només per escalar el model virtual al subjecte experimental, altres s'utilitzen només per fer seguiment, i altres en tots dos casos.

Font: <http://www.c-motion.com>

En el fitxer .osim, els marcadors són elements que es poden afegir, eliminar i canviar de posició. Les propietats d'un marcador són el seu nom (que ha de correspondre amb el nom que se li dona al fitxer .trc), el cos on està col·locat i la posició definida localment en aquell cos.

Comentaris sobre la recollida de dades

A l'hora de recollir les dades, és important tenir en compte el sistema de referència del laboratori, és a dir, el sistema de referència del sensor que recull les dades experimentals, i el del model, i en cas que sigui necessari, fer la transformació de coordenades adient. Les posicions dels marcadors són absolutes respecte al terra. OpenSim calcula les posicions relatives a cada cos, ja que cada marcador està situat sobre un cos del model.

Normalment s'utilitzen dades d'una posició estàtica. Si no és així, es pren un interval de temps molt petit, per tenir una posició pràcticament estàtica.

S'han de definir les parelles de marcadors que s'utilitzaran per escalar cada cos. El programa calcula la distància entre un parell de marcadors experimentals i els seus corresponents virtuals, i en funció de la relació entre les dues distàncies, escala cada os augmentant o disminuint el seu tamany. Es pot especificar si l'escalat del tamany es vol fer igual en els tres eixos. També si l'escalat de la massa es vol fer igual que el del tamany o si es vol mantenir la distribució de massa del model genèric. Finalment, es pot afegir algun valor d'escalat manual, si es coneix per algun altre procediment.

2.4.2. Cinemàtica Inversa

L'eina de Cinemàtica Inversa calcula, a partir de les posicions d'una sèrie de marcadors i en cada instant de temps, el valor de cada coordenada de cada articulació.

Es resol el problema de mínims quadrats especificat a l'Equació 2.3.

$$\min_q \left[\sum_{i \in \text{markers}} w_i \|x_i^{\text{exp}} - x_i(q)\|^2 + \sum_{j \in \text{unprescribedcoords}} \omega_j (q_j^{\text{exp}} - q_j)^2 \right] \quad (\text{Eq. 2.3})$$

On:

w_i i ω_j són els pesos corresponents a cada marcador i i a cada coordenada j , respectivament (especificats per l'usuari),

q és el vector de coordenades generalitzades que es vol resoldre,

x_i^{exp} és la posició experimental del marcador i ,

$x_i(q)$ és la posició del marcador corresponent en el model (que depèn del valor de les coordenades),

q_j^{exp} és el valor experimental de la coordenada j .

A les coordenades de valor conegut se'ls assigna el valor experimental (Eq. 2.4).

$$q_j = q_j^{\text{exp}} \quad (\text{Eq. 2.4})$$

per totes les j de coordenades de valor conegut (*prescribed coordinates*)

Entrades

1. Fitxer .trc amb la posició en cada instant de temps de cada marcador.
2. Opcionalment es pot donar un fitxer .mot¹¹ que contingui valors coneguts d'algunes variables, que s'han mesurat a partir de fotografies fetes durant la recollida de dades, per exemple.

Sortides

1. Fitxer .mot amb el valor de cada coordenada (l'angle de cada articulació) en cada instant de temps. La Figura 2.9 mostra un exemple d'un fitxer d'aquest tipus.

```

Coordinates
version=1
nRows=121
nColumns=3
inDegrees=yes

Units are S.I. units (second, meters, Newtons, ...)
Angles are in degrees.

endheader
time      r_shoulder_elev r_elbow_flex
0.0000000  -0.03394423    -0.05440752
0.00833333  -0.03657365    0.01417949
0.01666667  -0.03908443    0.08815700
0.02500000  -0.04126018    0.17357577
0.03333333  -0.04302262    0.27576038
0.04166667  -0.04431782    0.39945264
0.05000000  -0.04510954    0.54869991
0.05833333  -0.04537808    0.72677247
0.06666667  -0.04512001    0.93612489
0.07500000  -0.04434823    1.17840384
0.08333333  -0.04309148    1.45449954
0.09166667  -0.04139335    1.76463436

```

Figura 2.9: Exemple d'un fitxer .mot, on es poden veure els valors de dues coordenades rotacionals de les articulacions de l'espatlla i el colze drets, respectivament.

Font: Fitxer d'exemple de la pàgina web d'OpenSim.

Generació de fitxers de cinemàtica

El moviment del model també es pot especificar en un fitxer .mot o .sto, sense necessitat de passar per l'eina de cinemàtica inversa, si es coneixen els valors de les coordenades per altres procediments, o es vol simular un moviment concret.

S'ha d'especificar la informació que es demana a la capçalera del fitxer. S'assumeix que les coordenades que no apareguin en el fitxer estan a la posició per defecte en el model.

2.4.3. Dinàmica Inversa

El mòdul de dinàmica inversa calcula les forces i els parells que s'han d'aplicar sobre cada articulació per produir un determinat moviment. Ho fa a partir de l'equació del moviment (Eq. 2.5).

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q}) + G(q) = \tau \quad (\text{Eq. 2.5})$$

¹¹ Un fitxer .mot (de l'anglès *motion*, moviment) és un fitxer de text que conté dues parts: capçalera i dades de moviment. Va ser creat pels desenvolupadors de SIMM (*Software for Interactive Musculoskeletal Modeling*).

On el primer membre està format per valors coneguts i el segon per valors desconeguts, que corresponen a les forces i els parells que es volen determinar.

N és el nombre de graus de llibertat.

$q, \dot{q}, \ddot{q} \in R^N$ són els vectors de les posicions, velocitats i acceleracions generalitzades, respectivament,

$M(q) \in R^{N \times N}$ és la matriu de massa del sistema,

$C(q, \dot{q}) \in R^N$ és el vector de Coriolis i les forces centrífugues,

$G(q) \in R^N$ és el vector de les forces gravitacionals,

i $\tau \in R^N$ és el vector de les forces generalitzades.

Entrades

1. Fitxer `.mot` que conté la cinemàtica, el valor de cada coordenada en cada instant de temps.

Sortides

1. Fitxer `.sto`¹² amb les forces (per coordenades lineals) i els moments (per coordenades angulars) necessaris per produir el moviment especificat en el fitxer de la cinemàtica. La Figura 2.10 és un exemple d'un fitxer d'aquest tipus.

```
[Inverse Dynamics Generalized Forces
version=1
nRows=200
nColumns=14
inDegrees=no
endheader
time      thorax_rx_moment      thorax_rz_moment      thorax_ry_moment      thorax_tx_force thorax_ty_force th
-0.00000013      -6.29288564      -0.00526043      -7.78641472      -0.02912219
0.01005012      -6.29170875      -0.00543790      -7.76640840      -0.03013107
0.02010037      -6.29052692      -0.00561510      -7.74643141      -0.03113846
0.03015062      -6.28934021      -0.00579202      -7.72648473      -0.03214431
0.04020087      -6.28814867      -0.00596866      -7.70656934      -0.03314858
0.05025112      -6.28695237      -0.00614501      -7.68668626      -0.03415126
0.06030137      -6.28575136      -0.00632108      -7.66683646      -0.03515232
0.07035162      -6.28454569      -0.00649684      -7.64702095      -0.03615175
0.08040187      -6.28333544      -0.00667231      -7.62724072      -0.03714951
0.09045212      -6.28212065      -0.00684748      -7.60749673      -0.03814558
0.10050237      -6.28090139      -0.00702233      -7.58778998      -0.03913991
0.11055262      -6.27967771      -0.00719667      -7.56812143      -0.04013245
```

Figura 2.10: Exemple d'un fitxer `.sto` amb els parells i les forces obtingudes com a resultat de la dinàmica inversa.

2.4.4. Optimització Estàtica

L'Optimització Estàtica resol un problema de dinàmica inversa que no només dona el valor dels parells i forces aplicades a cada articulació, sinó que calcula la força que ha d'exercir individualment cada múscul per tal de produir la força i el parell necessaris a cada articulació per aconseguir un determinat moviment.

¹² Un fitxer `.sto` és un tipus de fitxer creat pels desenvolupadors d'OpenSim. És molt semblant al fitxer `.mot`, però la informació continguda a la capçalera és diferent, i els valors d'instant de temps, que han d'estar a la primera columna, no cal que estiguin uniformement espaiats.

Les forces dels músculs es calculen minimitzant la suma dels quadrats (o una altra potència) de les activacions musculars, per cada instant de temps (Eq. 2.6). No es té en compte el que ha passat en instants anteriors.

$$J = \sum_{m=1}^n (a_m)^p \quad (\text{Eq. 2.6})$$

I s'ha de complir una de les dues restriccions següents: que els generadors de força són ideals (Eq. 2.7) o que es compleixen una sèrie de propietats de força, longitud i velocitat (Eq. 2.8).

$$\sum_{m=1}^n (a_m F_m^0) r_{m,j} = \tau_j \quad (\text{Eq. 2.7})$$

$$\sum_{m=1}^n [a_m f(F_m^0, l_m, v_m) r_{m,j}] = \tau_j \quad (\text{Eq. 2.8})$$

On:

n és el nombre de músculs en el model,

a_m és el nivell d'activació¹³ del múscul m en un pas de temps discret,

F_m^0 és la força màxima isomètrica¹⁴ del múscul m ,

l_m és la longitud del múscul m ,

v_m és la velocitat d'escurçament del múscul m ,

$f(F_m^0, l_m, v_m)$ és la superfície força-longitud-velocitat del múscul m ,

$r_{m,j}$ és el moment¹⁵ del múscul m respecte l'articulació j ,

τ_j és la força generalitzada que actua sobre l'articulació j ,

p és una constant definida per l'usuari (per defecte 2).

Entrades

1. Fitxer .mot/.sto amb el valor de les coordenades en cada instant de temps. També pot donar-se més informació en aquest fitxer, com per exemple, a més dels angles de les articulacions, la velocitat.
2. Fitxer .xml amb les forces externes aplicades sobre el model, en el cas que hi siguin. També es poden afegir actuadors residuals o de reserva

Sortides

1. Fitxer .sto que conté les activacions de cada múscul en cada instant de temps, que fan produir les forces necessàries per generar el moviment especificat a la cinemàtica. El valor de les activacions varia entre 0 (força nul·la) i 1 (força màxima).

¹³ El nivell d'activació muscular està relacionat amb la força que genera un múscul en concret

¹⁴ La força màxima isomètrica és la força màxima que pot generar un múscul sense allargar-se ni escurçar-se

¹⁵ El moment d'un múscul (*muscle moment arm*, en anglès) és una mesura de l'efectivitat amb què contribueix un múscul en el moviment d'una articulació. No és exactament igual que el moment tal com s'entén a mecànica. El cas més senzill és calcular el moment com la distància de la línia d'acció del múscul al centre de l'articulació. Però si el múscul creua diferents articulacions i adapta la seva forma sobre un o més obstacles, llavors el càlcul no és tan directe. Es pot trobar una explicació més extensa a l'article de Sherman *et al.* (2013)

2. Fitxer .sto que conté la força produïda per cada múscul en cada instant de temps. Aquestes forces són proporcionals a les activacions.
3. Fitxer .xml que conté el valor de les activacions de cada múscul. És la mateixa informació que dóna el fitxer .sto, però en un format que s'utilitzarà com a entrada a la simulació i anàlisis posteriors.

2.4.5. Visualització

OpenSim té una eina que serveix per fer gràfiques. Es poden dibuixar diferents atributs dels músculs (força, moment, longitud de les fibres...) respecte la variació d'una coordenada o al llarg del temps per un moviment concret. Permet fer-ho tant pel model que està actiu a l'OpenSim com per qualsevol fitxer de tipus .sto o .mot on hi hagi resultats de diferents simulacions o anàlisis. A la Figura 2.11 es pot veure un exemple d'un gràfic generat per l'eina de visualització d'OpenSim.

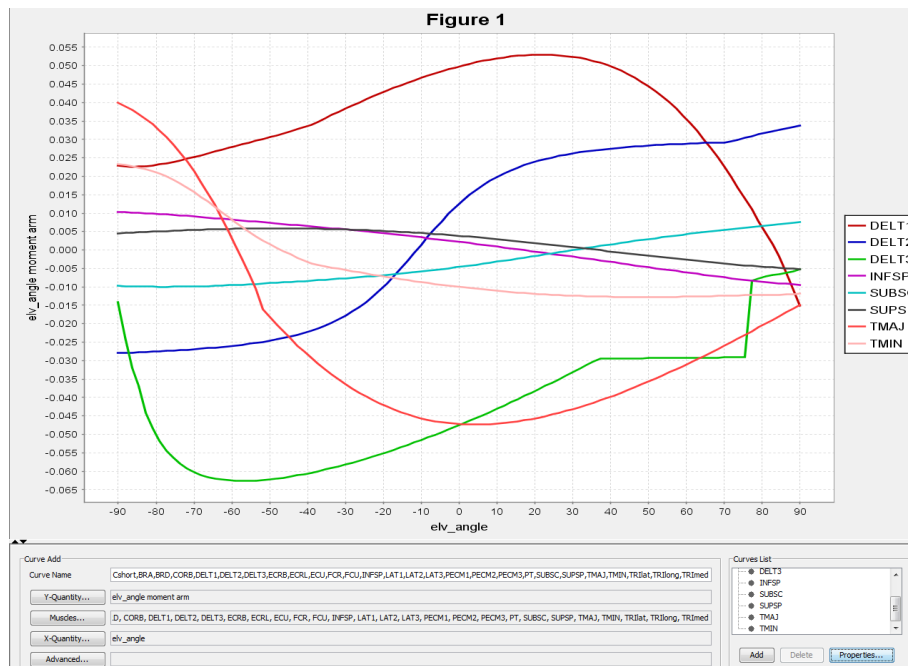


Figura 2.11: Exemple d'una gràfica generada amb l'eina de visualització d'OpenSim. L'eix d'ordenades correspon al moment (en Nm) de cada múscul dels especificats a la llegenda respecte una coordenada anomenada *elv_angle*, i l'eix d'abscisses correspon al valor de la coordenada *elv_angle* en graus.

2.5. Aportacions de MATLAB

MATLAB (abreviatura de *MATrixLABoratory*, "laboratori de matrius") és una eina de software matemàtic amb un llenguatge de programació propi, que s'anomena llenguatge M.

MATLAB i OpenSim són dues eines molt diferents, que es complementen. Les últimes versions d'OpenSim permeten importar a MATLAB totes les classes de *SimTK*, que són sobre les que

es construeixen els models d'OpenSim. I es poden editar models, i utilitzar totes les eines d'OpenSim, llegir els resultats i tractar-los des de MATLAB.

Si el que es vol estudiar és com afecta la variació d'un paràmetre (força isomètrica màxima, longitud en repòs, punt d'inserció d'un múscul...) i es vol fer un estudi per un nombre gran de variacions, entre un valor màxim i un valor mínim, això no es pot fer amb OpenSim.

Si es vol tractar amb mitjanes dels resultats, calcular a partir de quin instant se supera un valor, en quin percentatge de temps, agafar el valor màxim d'una sèrie de dades, o veure com és la variació d'aquestes dades, es necessita una eina de càlcul, un tractament posterior.

Per tant, hi ha un conjunt d'accions que permet fer MATLAB a través d'OpenSim (des de MATLAB es pot accedir al nucli d'OpenSim), i un altre conjunt d'accions que sense una eina de càlcul com MATLAB no es podrien fer.

MATLAB té una eina de construcció de GUI's, amb la que s'han desenvolupat les dues interfícies del projecte. Tota la feina feta amb *scripts* de MATLAB s'ha pogut passar de manera molt senzilla a la interfície pel metge. Un possible treball futur és desenvolupar aquesta interfície fora de MATLAB.

2.6. Programari del sensor magnètic

Per poder escalar un model genèric a un pacient concret es necessiten valors de posició de diferents marcadors experimentals. També es necessiten valors de posició de marcadors si es volen analitzar moviments concrets. En aquest projecte es necessiten les dades experimentals de posicions de marcadors pels dos motius.

L'equip de mesura és el Polhemus (veure Figura 2.12), que consta d'un emissor i quatre receptors. És un equip de mesura que dona posició i orientació de cada sensor amb molta precisió. En aquest apartat s'explica com s'ha de configurar el programari d'adquisició, localització i seguiment de cada sensor magnètic.



Figura 2.12: Sensor magnètic Polhemus. Es pot veure l'emissor i tres receptors.

En primer lloc es configura l'emissor (veure Figura 2.13). S'ha d'indicar les unitats de mesura (en aquest cas, centímetres) i quins sensors hi ha connectats.

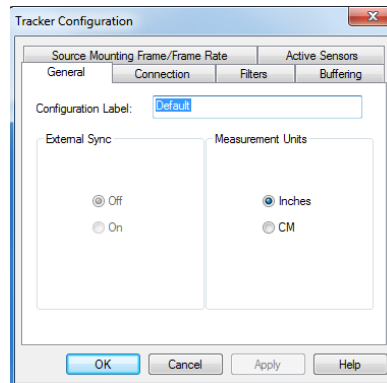


Figura 2.13: Configuració de l'emissor (*tracker*)

Després es configuren els sensors (els receptors). S'ha d'indicar en quin semiplà de l'espai s'està treballant, ja que els sensors, si no, no recullen bé les dades. En aquest cas s'ha col·locat el sistema de referència del Polhemus en la mateixa orientació que en un model d'OpenSim (eix Y vertical, cap amunt, eix X cap endavant, eix Z cap a la dreta, tal com es pot veure a la Figura 2.15). S'ha treballat al semiplà de l'eix Z negatiu. També s'ha d'indicar quines dades es volen com a sortida. De les diferents opcions que el programari ofereix, s'ha escollit la posició, ja que és la informació que necessiten d'entrada les eines d'OpenSim que utilitzen dades experimentals. Es pot veure un exemple de la finestra de configuració dels sensors a la Figura 2.14.

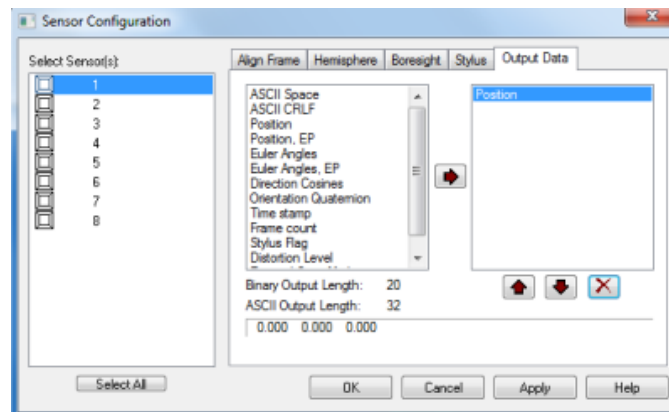


Figura 2.14: Configuració dels sensors

Un cop acabada la configuració, es col·loquen els marcadors a les posicions desitjades, comprovant que quedin ben fixos. Tot seguit, es comença a gravar les posicions (clicant el botó vermell de *record*), mentre s'efectua el moviment. Finalment, amb l'opció *Menu*→*Export motion recording*, s'exporta en un fitxer de text les posicions recollides per cada sensor. A cada fila hi ha el número del sensor, la posició X, la posició Y, i la posició Z.

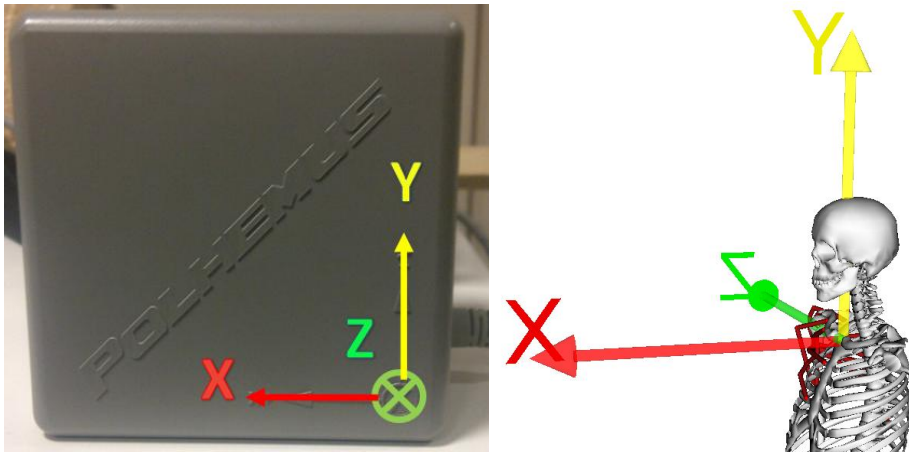


Figura 2.15: Sistema de referència del sensor Polhemus (a l'esquerra) i del model d'Opensim (a la dreta). S'han recollit les dades de manera que s'ha treballat en el semiplà de l'eix Z negatiu

Capítol 3

Desenvolupament

En aquest capítol s'explica el desenvolupament del projecte. S'ha decidit generar dues interfícies, cadascuna d'elles per donar resposta a un dels objectius específics. En primer lloc, es presenten els models que han servit d'exemple per al disseny del model del projecte, i es detallen els diferents elements que formen aquest model. Després s'explica com s'ha fet la recollida de dades experimentals, com s'han escollit els marcadors i els moviments que s'han enregistrat. Finalment, es parla del *software* desenvolupat i les interfícies generades.

3.1. El model desenvolupat

En el present projecte s'ha treballat amb l'articulació glenohumeral, i en concret amb un múscul de la còfia rotadora, el supraespinós. Per tant, el model desenvolupat ha de contenir aquesta articulació i aquest múscul, com a mínim. Les dues superfícies articulars són el cap de l'húmer i la glena, situada a l'escàpula. Els ossos que contenen aquestes dues superfícies han d'estar presents en el model, i també tots els músculs que provoquen el model d'aquesta articulació.

S'han estudiat tres models diferents disponibles al repositori d'OpenSim, per escollir-ne un a partir del qual desenvolupar el model que s'ha utilitzat en el projecte.

El model *Arm26* va ser dissenyat per l'equip de desenvolupament de l'OpenSim adaptant-lo del model de Holzbaur, Murray i Delp (2005). És un model pensat per a l'aprenentatge. Està format per tres cossos: el tòrax, l'húmer i la part inferior del braç (ulna, radi i mà); i sis músculs: tríceps (lateral, longitudinal i medial), bíceps (llarg i curt) i braquial. Té dos graus de llibertat: elevació del braç i flexió del colze, tal com es pot veure a la Figura 3.1.

Aquest és el model amb el que s'ha après a utilitzar l'OpenSim. S'han fet les primeres proves de recollida de dades experimentals amb el sensor electromagnètic i s'ha escalat el model, i s'ha après a utilitzar les eines de cinemàtica inversa, dinàmica inversa i optimització estàtica.

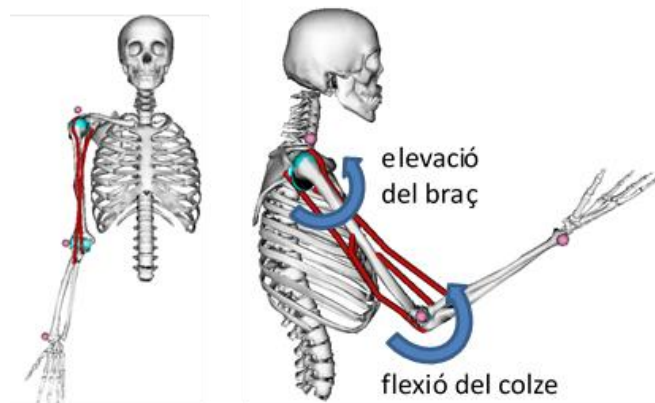


Figura 3.1: Model *Arm26*. A la dreta es poden veure indicats els dos graus de llibertat del model

El segon model que s'ha estudiat és el model *UpperExtremity* (Figura 3.2), que va ser desenvolupat per Holzbaur, Murray i Delp (2005). Està format per 61 cossos i 50 músculs, amb un total de 15 graus de llibertat. Serveix només per fer anàlisis cinemàtiques, ja que no disposa d'informació de massa i inèrcia, i per tant, no permet les anàlisis dinàmiques.

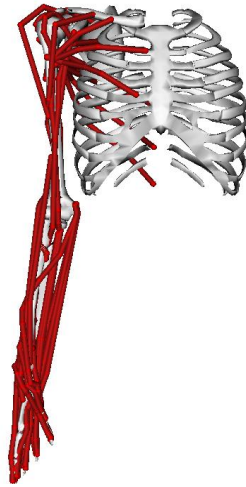


Figura 3.2: Model *UpperExtremity*

El model *DynamicArms2013* (Figura 3.3) és una adaptació de l'anterior, desenvolupat per Steele, Tresch i Perreault (2013), en el que, a més d'altres variacions, s'han afegit les propietats de massa i inèrcia dels ossos. Està pensat especialment per fer l'anàlisi d'Optimització Estàtica.

El model té set graus de llibertat per cada braç: tres a l'espatlla (flexió/extensió, abducció/adducció, rotació interna/externa), dos al colze (flexió/extensió, supinació/pronació) i dos al canell (flexió/extensió i desviació radial).

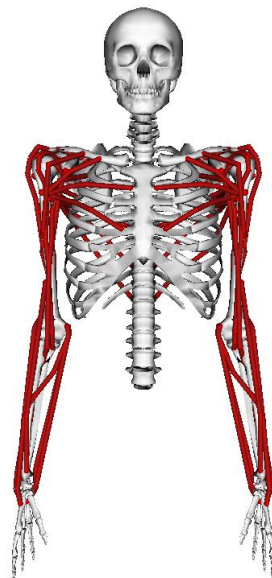


Figura 3.3: Model *DynamicArms2013*

El model desenvolupat parteix d'aquest tercer model. L'avantatge d'aquest model respecte els anteriors és que és més complet que el primer model, té els tres graus de llibertat de l'articulació glenohumeral, té informació de massa i inèrcia als cossos i permet fer anàlisis dinàmiques.

Per tal de complir amb els objectius del projecte s'han fet algunes modificacions, tant per simplificar el que no s'usa a l'estudi, com per incloure noves prestacions que no hi eren originalment.

Per començar, s'ha agafat només el braç dret. S'ha reduït el nombre de graus de llibertat fins a tres, corresponents a les tres rotacions de l'articulació glenohumeral: abducció/adducció, flexió/extensió, rotació interna/rotació externa. El nombre de graus de llibertat s'ha reduït substituïnt les articulacions del tòrax, del colze i del canell per *WeldJoints*, és a dir, articulacions de soldadura, que no permeten cap moviment relatiu entre el cos pare i el fill.

A la Figura 3.4. es poden veure les rotacions possibles a la part superior del braç, que són les següents:

- Flexió/extensió: endavant i enrere (*elv_angle*)
- Abducció/adducció: allunyar-se i apropar-se (*shoulder_elv*)
- Rotació exterior/rotació interior: cap a fora i cap a dins (*shoulder_rot*)

L'articulació glenohumeral s'acostuma a modelitzar com una articulació de tipus ròtula (*ball-in-socket*). Diferents estudis [Massimini *et al*, 2012; Matsuki *et al*, 2012] han demostrat que això no és així exactament, sinó que el cap de l'húmer pateix una translació. S'ha decidit, per fer més acurat el model, afegir les translacions. Aquesta modificació s'explica a l'apartat 3.1.2.

S'han eliminat també els músculs que provocaven el moviment de les articulacions de les que s'han eliminat graus de llibertat, mantenint només els músculs de l'articulació glenohumeral. No s'ha modificat cap paràmetre de massa o inèrcia de cap cos, així com tampoc cap paràmetre fisiològic dels músculs.

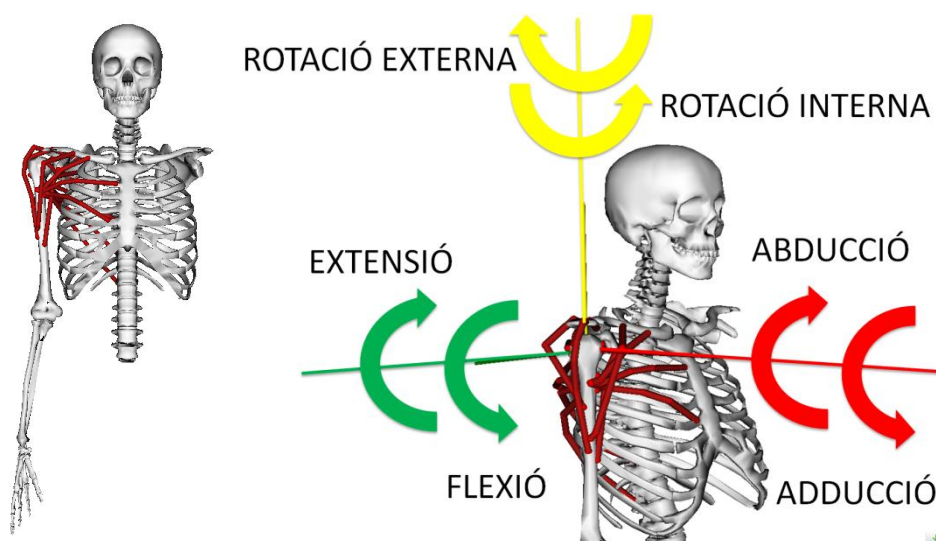


Figura 3.4: Model desenvolupat al projecte (esquerra) i eixos de rotació de l'articulació glenohumeral (dreta)

3.1.1. Cossos

El model està format per cinc cossos (Figura 3.5) i el terra. Només existeix moviment relatiu entre dos d'ells, l'húmer i el tòrax. El cos anomenat tòrax comprèn totes les costelles, la clavícula, l'escàpula, la columna vertebral i el crani. L'húmer, el cúbit i el radi representen cadascun l'os que té el mateix nom. El cos mà inclou tots els ossos de la mà sencera. A la Taula 3.1 es poden veure els cossos del model, juntament amb l'articulació que uneix cada cos amb el seu cos pare (l'anterior a un cos a la taula).

Cossos	Nom al model	Articulacions
Terra	<i>Ground</i>	
Tòrax	<i>Thorax</i>	<i>ground-thorax</i>
Húmer	<i>Humerus</i>	<i>shoulder2</i>
Cúbit	<i>Ulna</i>	<i>elbow</i>
Radi	<i>Radius</i>	<i>radioulnar</i>
Mà	<i>Hand</i>	<i>radius_hand</i>

Taula 3.1: Cossos del model desenvolupat

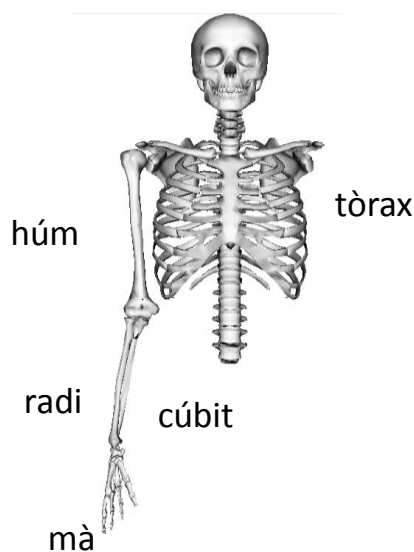


Figura 3.5: Cossos del model desenvolupat

3.1.2. Articulacions

L'articulació *shoulder2* és l'articulació glenohumeral en el model *DynamicArms2013*. S'anomena així perquè al model *UpperExtremity* hi ha tres *Joints* per descriure aquesta mateixa articulació de manera més complexa. És una articulació de tipus *CustomJoint*, és a dir, definida per l'usuari. Permet definir tres coordenades de rotació i tres de translació, i a més permet definir la transformació espacial d'aquestes coordenades, de manera que es pot lligar una rotació amb una translació, per exemple, i fer que una depengui de l'altra.

Totes les altres articulacions s'han substituït per articulacions que no permeten moviments relatius entre els dos cossos que uneixen, tal com es pot veure a la Taula 3.2.

Cossos	Articulacions	Tipus d'articulació	Coordenades generalitzades	
Ground				
Thorax	<i>ground-thorax</i>	<i>WeldJoint</i>		
Humerus	<i>shoulder2</i>	<i>CustomJoint</i>	<i>Rotació X</i>	<i>shoulder_elv</i>
			<i>Rotació Y</i>	<i>elv_angle</i>
			<i>Rotació Z</i>	<i>shoulder_rot</i>
Ulna	<i>elbow</i>	<i>WeldJoint</i>		
Radius	<i>radioulnar</i>	<i>WeldJoint</i>		
Hand	<i>radius_hand</i>	<i>WeldJoint</i>		

Taula 3.2: Cossos i articulacions del model desenvolupat

Coordenades generalitzades

A la Taula 3.3 es poden veure les coordenades generalitzades del model *DynamicArms2013*, que s'han mantingut en el model desenvolupat, definides entre dos valors límits.

Moviment	Coordenada generalitzada	Límits
Abducció/ Adducció	<i>shoulder_elv</i>	(0,115)
Flexió/Extensió	<i>elv_angle</i>	(-90,90)
Rotació interna/ externa	<i>shoulder_rot</i>	(-45,45)

Taula 3.3: Coordenades generalitzades del model desenvolupat

Transformació Espacial

La transformació espacial de l'articulació s'ha modificat, per tal d'aconseguir un model més acurat. L'articulació glenohumeral s'ha descrit molts cops com una articulació esfèrica, que permet la rotació en qualsevol dels tres eixos de l'espai, com es pot veure a la Figura 3.6. Diferents estudis [Massimini *et al*, 2012; Matsuki *et al*, 2012] han demostrat que això és una simplificació del moviment real, ja que el cap de l'húmer no només gira, sinó que també es trasllada. Això és degut, principalment, a la diferència de radis entre les dues superfícies articulars (el cap de l'húmer i la glena).

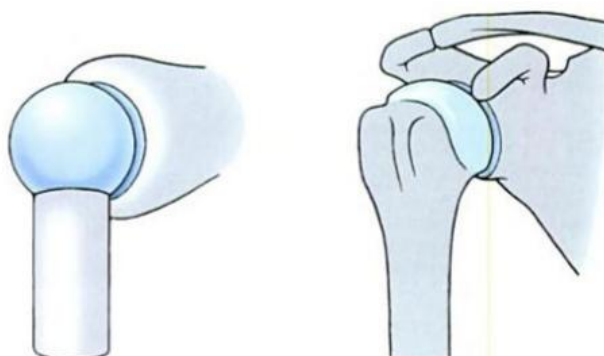


Figura 3.6: Articulació esfèrica (esquerra) i articulació glenohumeral (dreta)

El model *DynamicArms2013* considera l'articulació glenohumeral com una articulació esfèrica. No té en compte les translacions del cap de l'húmer. Com el model que s'ha desenvolupat en aquest projecte és un model de l'articulació glenohumeral, s'ha decidit fer-lo més precís afegint les translacions del cap de l'húmer. Aquestes translacions depenen de la rotació de l'húmer respecte la glena, per això no s'han afegit les translacions com graus de llibertat independents a les rotacions, sinó que s'han afegit de manera que depenen de les rotacions, dins la transformació espacial de l'articulació.

S'han consultat diferents estudis, per tal de definir dins el model aquestes translacions. Molts d'aquests estudis s'han fet amb especimens cadavèrics, altres (els més recents) s'han fet "in-vivo". En tots dos casos es fa una distinció entre moviment actiu i passiu: el moviment actiu està provocat pels propis músculs, els moviment passiu s'aconsegueix per mitjà de forces externes. Està comprovat que en el cas de moviment passiu, les translacions que pateix el cap de l'húmer són més grans (poden arribar a 9 mm, segons l'estudi de Novotny *et al* (1998)). Això és degut principalment a que la funció principal dels músculs de la còfia rotadora és estabilitzar l'articulació, pressionant el cap de l'húmer contra la glena, i si en el moviment aquests músculs no treballen, no poden restringir el desplaçament del cap de l'húmer, i aquest es desplaça més que quan actuen els músculs.

El model que s'ha desenvolupat en aquest projecte és el d'una persona sana. I a partir d'aquest model, s'afegeixen les modificacions que calen per simular la introducció d'una pròtesi. Per aquest motiu, s'han buscat dades d'estudis "in-vivo" i per moviment actiu.

Segons l'estudi de Massimi *et al* (2012), el cap de l'húmer pateix la translació més important en direcció anterior-posterior (que en el model d'OpenSim correspon a l'eix X, tal com es veu a la Figura 3.7) i pot arribar a 6 mm. La segona translació important és en direcció superior-inferior (en el model d'OpenSim correspon a l'eix Y) i pot arribar a 2,5 mm.

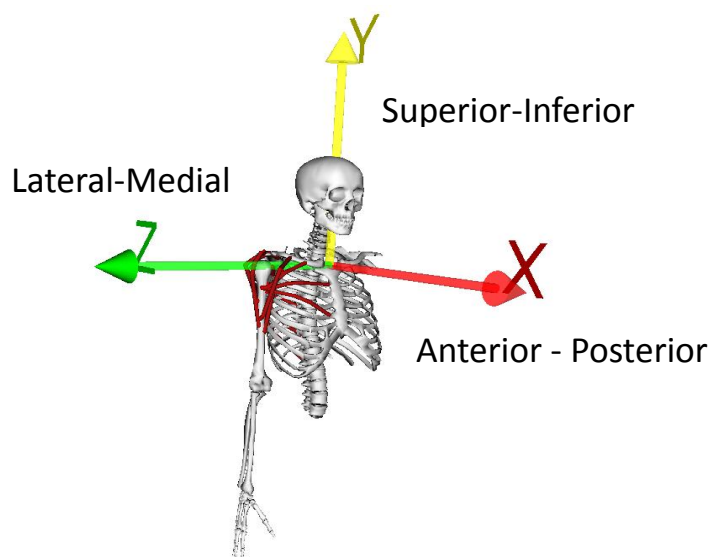


Figura 3.7: Direccions de les translacions que pateix el cap de l'húmer

Per limitacions de com està definida la transformació espacial dins d'un model d'OpenSim, cada translació només pot dependre d'una rotació. S'ha fet la simplificació que la translació en la direcció anterior-posterior (eix X de l'OpenSim) depèn només de la flexió/extensió (rotació

respecte l'eix Z de l'OpenSim), i que la translació en la direcció superior-inferior (eix Y de l'OpenSim) depèn només de l'abducció/adducció (rotació respecte l'eix X de l'OpenSim).

Les funcions que defineixen aquestes dependències s'han descrit amb una *SimmSpline*, que és el tipus de funció que utilitza OpenSim per ajustar una corba a partir d'un conjunt de punts, i es poden veure a les Figures 3.8 i 3.9. S'han aproximat les corbes publicades en els estudis per funcions sinusoidals i s'han calculat alguns punts per definir les *SimmSpline*.

Translació anterior-posterior

La funció de dependència entre la translació anterior-posterior del cap de l'húmer i la flexió/extensió s'ha tret de l'estudi de Novotny *et al.* (1998) i es pot veure a l'equació 3.1.

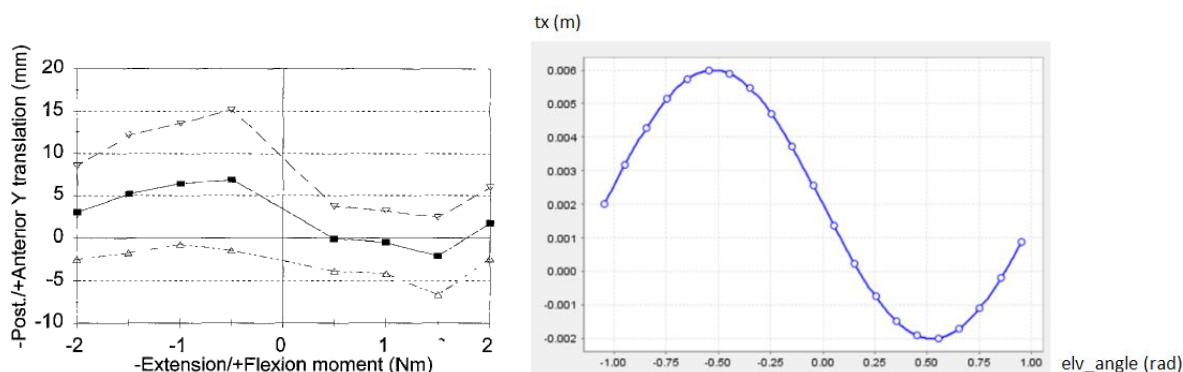


Figura 3.8: Translació anterior-posterior publicada a l'estudi de Novotny *et al.*, 1998 (esquerra) i afegida en el model (dreta)

$$tx = f(elv_angle)$$

$$tx = 0.004 * \sin(elv_angle) + 0.002 \quad (\text{Eq.3.1})$$

On

elv_angle és la rotació respecte l'eix Z i està expressada en radians,

i *tx* és la translació en l'eix X i està expressada en metres.

La variació del moment de flexió entre -2Nm i 2Nm correspon a una variació de flexió entre -40° i 40°. La relació és pràcticament lineal, i per aquest motiu s'ha decidit considerar que la relació entre la translació en l'eix X de l'OpenSim (eix Y a l'article) i el moment de flexió és la mateixa que entre la translació de l'eix X de l'OpenSim i la flexió (rotació respecte l'eix Z de l'OpenSim).

Translació superior-inferior

La funció de dependència entre la translació superior-inferior del cap de l'húmer i l'abducció/adducció s'ha tret de l'estudi de Matsuky *et al.* (2012) i es pot veure a l'equació 3.2.

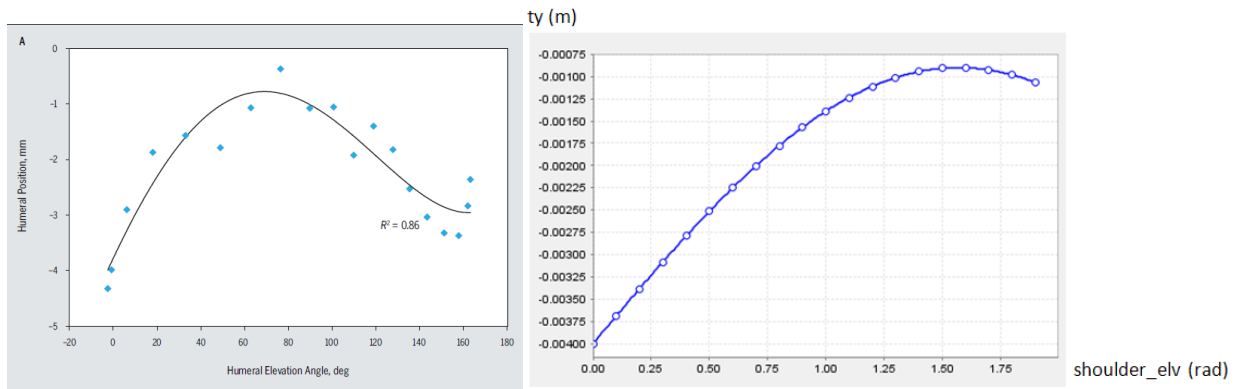


Figura 3.92: Translació superior-inferior publicada a l'estudi de Matsuky *et al*, 2012 (esquerra) i afegida en el model (dreta)

La funció que defineix la dependència entre l'abducció (*shoulder_elv*) i la translació superior-inferior (*ty*) és la següent:

$$ty = f(\text{shoulder_elv})$$

$$ty = 0.0031 * \sin(\text{shoulder_elv}) - 0.004 \quad (\text{Eq. 3.2})$$

On

shoulder_elv és la rotació respecte l'eix X i està expressada en radians,

i *ty* és la translació en l'eix Y i està expressada en metres.

La rotació *shoulder_elv* en el model arriba fins a 120° , que corresponen a 2,09 rad. Per això s'ha aproximat la corba fins a aquest valor màxim.

Els valors de translació de l'article estan donats respecte el sistema de referència de l'escàpula, que té el mateix eix Y que el sistema de referència de l'húmer a l'OpenSim.

3.1.3. Músculs

El model està format per 15 músculs (veure Taula 3.4), que actuen a la part superior del braç. En realitat són 9 músculs, però hi ha músculs que tenen diferents punts d'origen i un mateix punt d'inserció, com el deltoides (veure Figura 3.10), el pectoral major i el dorsal ample. A l'apartat 4.1.1 hi ha una justificació del criteri seguit a l'hora d'eliminar o mantenir músculs del model original.

Els músculs del model són de tipus *Thelen2003Muscle*, i no s'ha modificat cap paràmetre fisiològic, s'han mantingut tal com estaven definits al model *DynamicArms2013*.

Múscul	Nom en el model	Força màxima (N)
Deltoides anterior	DELT1	1142,6
Deltoides medial	DELT2	1142,6
Deltoides posterior	DELT3	259,9
Supraespinós	SUPSP	487,8
Infraespinós	INFSP	1210,8
Subescapular	SUBSC	1377,8
Rodó menor	TMIN	354,3
Rodó major	TMAJ	425,4
Pectoral major claviclar	PECM1	364,4
Pectoral major medial	PECM2	515,4
Pectoral major inferior	PECM3	390,5
Dorsal ample superior	LAT1	389,1
Dorsal ample medial	LAT2	389,1
Dorsal ample inferior	LAT3	281,7
Coracobraquial	CORB	242,5

Taula 3.4: Músculs del model desenvolupat

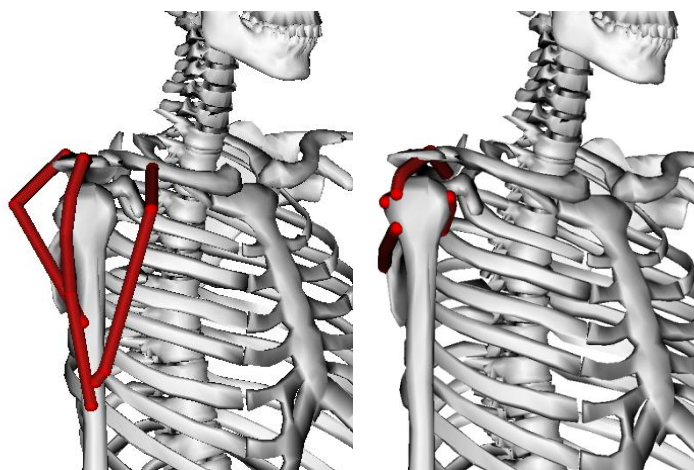


Figura 3.10: Músculs deltoïdes (esquerra) i del manegot de rotadors (dreta)

3.2. Recollida de dades experimentals

Pel desenvolupament del projecte s'ha vist la necessitat de recollir dades experimentals per generar fitxers de cinemàtica de moviments concrets, per poder utilitzar-los en diferents anàlisis a les interfícies. S'ha utilitzat un sensor magnètic per recollir les dades experimentals, i s'han utilitzat les eines d'escalat i de cinemàtica inversa de l'OpenSim.

3.2.1. Protocol de marcadors

El primer pas a l'hora de recollir les dades experimentals és la definició del protocol de marcadors que s'utilitzarà per fer el seguiment del moviment. Com més complex és el model virtual que es té, pel nombre de graus de llibertat de què consta, més marcadors es necessiten. En principi, per conèixer la posició i orientació d'un sòlid rígid a l'espai es necessita la posició de tres punts o la posició i l'orientació d'un punt. En el cas de tenir un sistema multisòlid com el model musculoesquelètic d'OpenSim, el nombre de marcadors necessaris pot ser menor, depenent del moviment relatiu permès entre un sòlid i el següent.

En el model desenvolupat al projecte, el primer sòlid està fix a terra. Com no està permès el moviment relatiu entre el tòrax i el terra, amb un marcador al tòrax ja hi ha prou per definir-lo. I el segon cos, l'húmer, té tres graus de llibertat, estan permeses tres rotacions respecte el cos anterior. Com els marcadors estan fixos a l'húmer, en principi amb un marcador ja n'hi ha prou per definir el moviment, però s'ha decidit utilitzar-ne dos perquè es reproduïx millor el moviment. El model *DynamicArms2013* tenia un protocol de marcadors incorporat (Figura 3.11), molts d'ells situats en posicions anatòmiques fàcils de localitzar, i s'han escollit marcadors d'aquell conjunt.

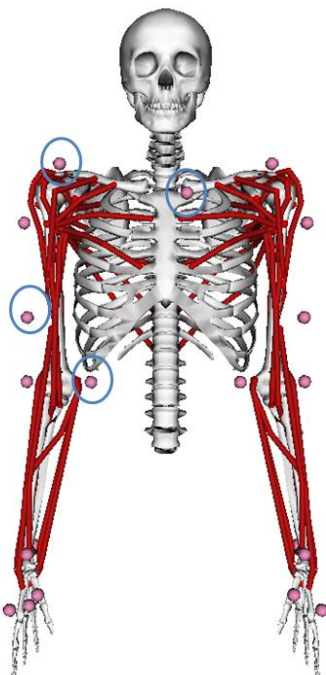


Figura 3.11: Conjunt de marcadors experimentals del model *DynamicArms2013*. S'han assenyalat els marcadors que s'han utilitzat en la recollida de dades experimentals.

S'han determinat dos conjunts de tres marcadors cadascun: un per l'escalat i l'altre per la cinemàtica inversa (veure Figura 3.12). Els motius de l'elecció són dos. El primer és que l'escalat és més acurat si es té més d'una parella a cada cos, i amb tres marcadors a l'húmer es tenen dues parelles de marcadors per escalar el cos (i s'ha escalat tot el model seguint la proporció de l'húmer). El segon és que el marcador situat a la part superior de l'húmer en el model virtual està fix perquè no hi ha translació, i la dificultat de mantenir l'espatlla quieta durant la recollida de dades podria provocar errors. Per tant, s'ha decidit utilitzar un marcador al punt mig entre la clavícula dreta i l'esquerra (el marcador 4).

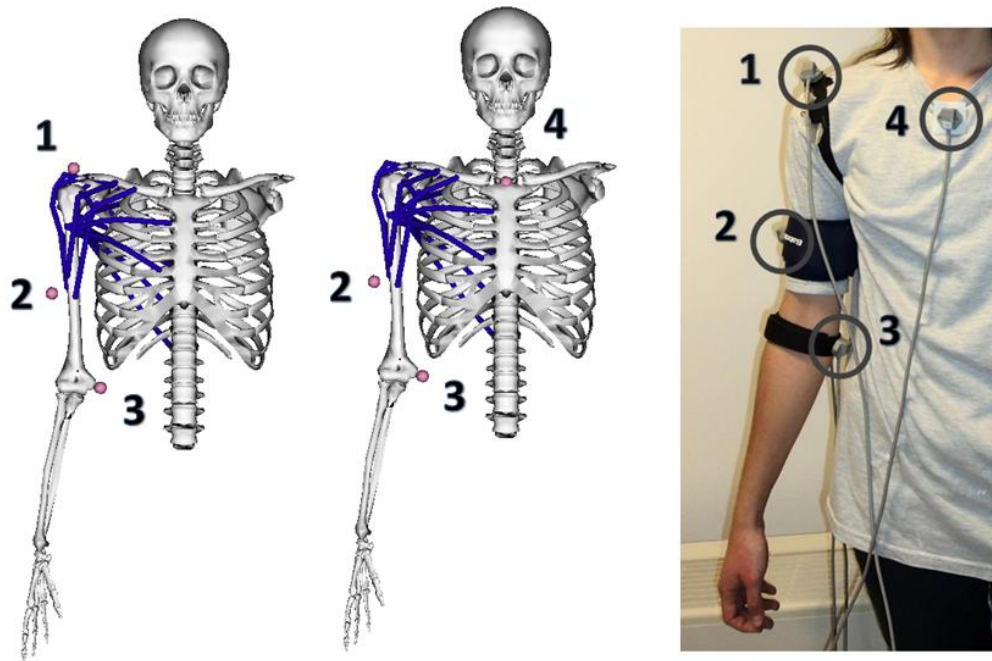


Figura 3.12: Conjunt de marcadors virtuals per l'escalat (primera imatge) i per la cinemàtica inversa (segona imatge) i conjunt de marcadors experimentals (tercera imatge)

3.2.2. Determinació dels moviments a enregistrar

Per a la realització del projecte s'han recollit dades experimentals de diferents moviments. Una de les especificacions que ha de complir la interfície dissenyada és que permeti veure quines accions de la vida diària poden veure's afectades pel fet de tenir o no un determinat múscul. Per tant, s'han d'escollir activitats de la vida diària on s'utilitzi l'articulació glenohumeral.

S'han consultat diferents estudis [Murray, 1999; Charlton, Johnson, 2006] per tal de decidir les accions que s'han realitzat experimentalment (veure Taula 3.5).

Activitat	Àrea d'ús
Abducció ¹	Moviment bàsic
Flexió ¹	
Tocar-se el coll per darrere ^{1,2}	Higiene
Pentinar-se ^{1,2}	
Rentar-se el cabell	
Rentar-se la cara ¹	

Beure d'un got o tassa ^{1,2}	Alimentació
Menjar amb una cullera ^{1,2}	
Tallar el pa	
Contestar el telèfon ^{1,2}	Activitat diària
Obrir i tancar una porta ¹	
Pujar una persiana	
Posar un llibre a un prestatge	
Llegir el diari ¹	
Posar-se una jaqueta	
Canviar una marxa al cotxe	Altres activitats
Nedar de brases	
Fregar una taula	

Taula 3.5: Moviments pels quals s'han recollit dades experimentals. Els marcats amb ¹ s'han agafat de la tesi de Murray (1999), els marcats amb ² s'han agafat de Charlton (2006)

3.2.3. Enregistrament del moviment i tractament de les dades

S'ha col·locat el sistema de referència del Polhemus en la mateixa orientació que en el model de l'OpenSim per facilitar el tractament de les dades posteriorment. Però l'origen de coordenades no és el mateix, i per tant, cal aplicar una translació a les dades recollides. S'ha col·locat el marcador 4 de tal manera que coincideix amb l'origen de coordenades del model d'OpenSim. Aquest fet facilita el tractament de les dades, ja que s'ha de fer una translació de tal manera que en la primera posició el marcador 4 estigui a l'origen de coordenades.

El fitxer de text generat s'ha tractat amb Excel, per generar el fitxer .trc que s'utilitza d'entrada a les eines d'escalat i de cinemàtica inversa de l'OpenSim.

S'ha de tenir en compte:

- Passar els valors de posicions de cm a mm
- Anomenar cada marcador a la capçalera tal com s'anomena en el model d'OpenSim, i anomenar cada columna de dades de posició seguint la seqüència X1, Y1, Z1, X2, Y2, Z2...
- Fer la transformació de dades necessària (en aquest cas, un trasllat)

S'ha escalat el model amb el conjunt de marcadors definit per l'escalat. L'ajustament, en canvi, s'ha fet amb el conjunt de marcadors definit per la cinemàtica inversa, a partir del model escalat. A la Figura 3.13 es poden veure els dos conjunts de marcadors, virtuals i

experimentals, situats sobre el model abans de fer l'ajustament. Després de l'ajustament, els marcadors virtuals del model se situen en les posicions determinades pels marcadors experimentals.

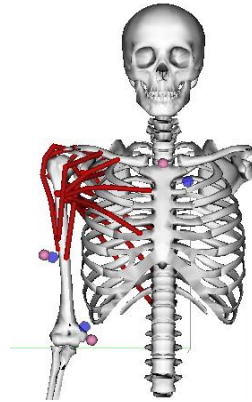


Figura 3.13: Marcadors virtuals (rosa) i experimentals (blau) abans de fer l'ajustament

S'han guardat els resultats de la cinemàtica inversa per cada moviment enregistrat com a fitxers .mot, per poder utilitzar-los en anàlisis posteriors. A la Figura 3.14 es pot veure un exemple del resultat de la cinemàtica inversa (valor de cada coordenada en cada instant del temps, al llarg d'un moviment).

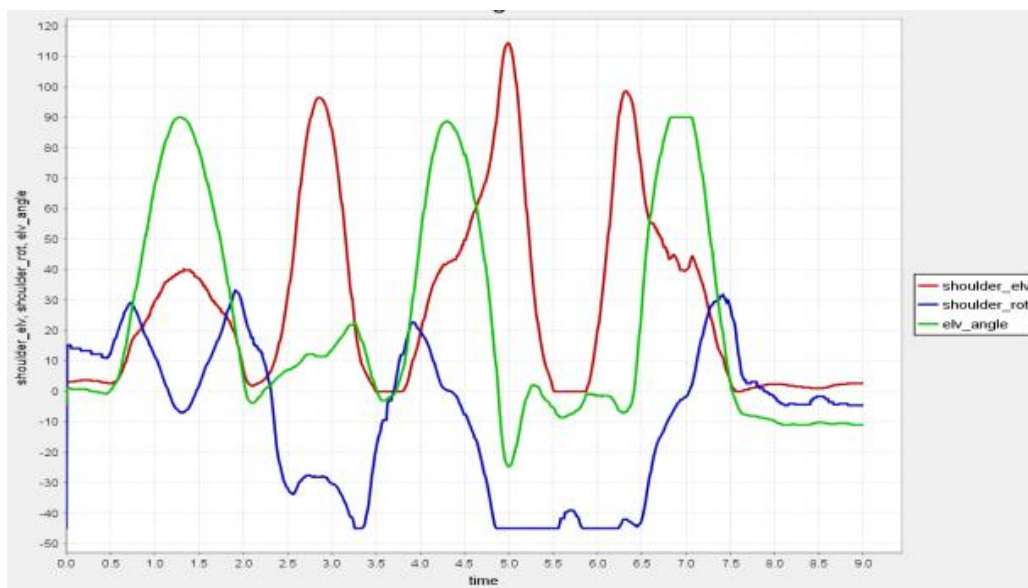


Figura 3.14: Exemple d'un resultat de cinemàtica inversa

A l'apartat 4.2 es recullen els resultats de la validació de les dades experimentals. Una primera validació, que pot orientar sobre si s'estan recollint bé les dades, és visualitzar el moviment resultant sobre el model, tal com es veu a la Figura 3.15.

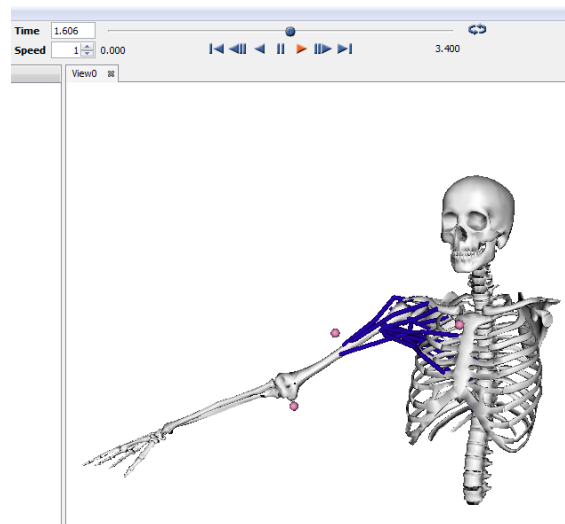


Figura 3.15: Visualització del moviment resultant de la cinemàtica inversa

3.3. Desenvolupament del *software* i les interfícies

En aquest apartat es presenten les interfícies desenvolupades en el projecte. Per començar, es presenten les especificacions que ha de complir cada interfície, per tal de resoldre o donar resposta als problemes plantejats pel metge. A partir d'aquestes especificacions, s'ha determinat el tipus d'anàlisi que s'ha de fer amb l'OpenSim, i com s'ha de tractar la informació obtinguda per treure conclusions. Tot seguit, s'explica com s'ha automatitzat aquestes anàlisis amb *scripts* de MATLAB, i a partir d'aquests, s'han generat les interfícies d'usuari.

3.3.1. Especificacions a complir

A l'apartat 1.7 s'han presentat dues situacions en les que el metge es pot trobar i en les que la simulació pot ajudar a prendre decisions. La primera és determinar si el fet d'extreure el múscul supraespinós millora el moviment i l'estabilitat de l'articulació glenohumeral. La segona és decidir quina és la geometria òptima d'una pròtesi per a un pacient concret.

S'ha decidit generar dues interfícies, per donar resposta a cadascuna de les necessitats. La primera s'ha anomenat "Mapa de moviments" i la segona "Elecció pròtesi". Així s'anomenaran fins al final de la memòria.

Interfície "Mapa de moviments"

Aquesta interfície vol donar respostes al metge per determinar si es pot treure o no el múscul supraespinós després d'una intervenció en la que s'ha col·locat una pròtesi inversa. El projecte no té com a objectiu determinar si treure el múscul millora o empitjora la situació, sinó generar una eina que permeti al metge decidir per cada pacient en concret, tal com es mostra a la Figura 3.16.

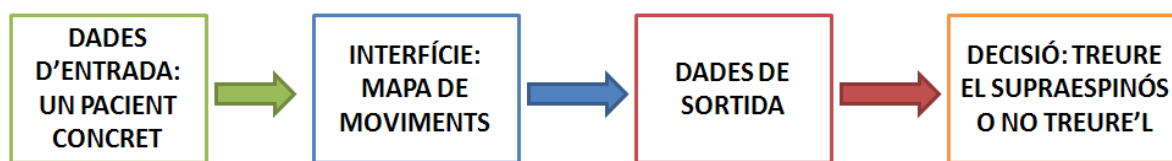


Figura 3.16: Esquema de la interfície "Mapa de moviments"

S'ha decidit donar al metge el "mapa de moviments" possible del subjecte, és a dir, les posicions que pot assolir, tant per l'espatlla sana, com per l'espatlla amb el múscul supraespinós trencat. També s'ha decidit definir un conjunt d'activitats diàries i comprovar quines es veuen afectades pel trencament del múscul supraespinós i no poden dur-se a terme correctament.

El criteri que s'ha utilitzat per decidir quin moviment no es pot fer és que algun múscul superi la seva força isomètrica màxima. Aquest criteri pot canviar-se o ampliar-se, tenint en compte altres aspectes. Per exemple, quan es tregui el múscul supraespinós, es pot veure si els altres músculs hauran de treballar més, però també es pot veure si hi ha més inestabilitat a l'articulació, ja que faltaria un dels músculs que l'estabilitzen. Queda fora de l'abast d'aquest projecte veure com canvia l'estabilitat de l'articulació en aquesta situació.

Interfície "Elecció pròtesi"

La interfície ha de permetre estudiar com afecta la geometria de la pròtesi tant al moviment de l'articulació, com als esforços que pateixen els músculs. Per tant, s'ha de generar una eina que doni uns resultats que permetin escollir la geometria òptima de la pròtesi, tal com es mostra a la Figura 3.17.

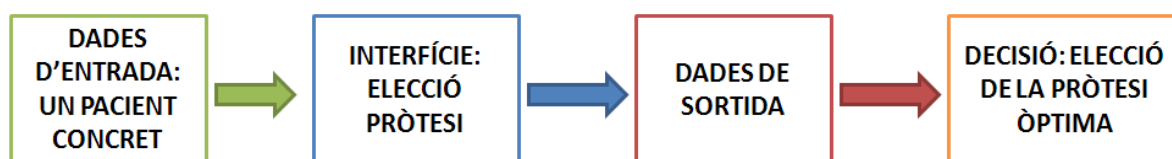


Figura 3.17: Esquema de la interfície "Elecció pròtesi"

Els criteris que determinen que una geometria concreta d'una pròtesi és millor que una altra poden ser més d'un. El que s'ha decidit és donar com a resultat els esforços i la longitud de les fibres de cada múscul al llarg d'un determinat moviment, per diferents valors d'un paràmetre geomètric d'una pròtesi inversa.

Per tant, s'han estudiat els paràmetres que defineixen els diferents tipus de pròtesi inversa segons la seva geometria i segons la col·locació (alçada, rotació) en el cap de l'húmer i la glena, i se n'ha escollit un per generar l'eina. Un possible treball futur és l'ampliació d'aquesta interfície de manera que tinguin en compte més paràmetres geomètrics d'una pròtesi, per

aconseguir un estudi més acurat i permetre l'elecció del valor òptim de cada paràmetre de la pròtesi.

3.3.2. Software desenvolupat

En aquest apartat s'expliquen els *scripts* desenvolupats amb MATLAB. Hi ha *scripts* que permeten fer modificacions en un model (com canviar un paràmetre d'un múscul, o la transformació espacial d'una articulació), altres que executen alguna eina de l'OpenSim, i altres que tracten dades obtingudes amb eines de l'OpenSim, per tal de trobar altres resultats.

Interfície “Mapa de moviments”

En aquesta interfície es calcula el conjunt de posicions no assolibles pel model desenvolupat al projecte. El criteri per decidir que una posició no és assolible és que algun múscul superi la seva força màxima isomètrica. El conjunt de posicions assolibles és la diferència entre el conjunt de posicions ideal (veure Figura 3.18) i el conjunt de posicions no assolibles (veure Figura 3.19).

Per comprovar quin múscul supera la seva força màxima isomètrica en una posició determinada, s'ha de calcular la força que fa cada múscul en aquesta posició, i comparar-la amb la seva força màxima isomètrica. L'OpenSim permet determinar aquestes forces a partir d'una anàlisi d'Optimització Estàtica.

S'ha decidit fer un escombrat de tot l'espai de posicions possibles idealment, segons els límits de cada coordenada en el model i aplicar l'eina d'Optimització Estàtica per tal de determinar la força de cada múscul.

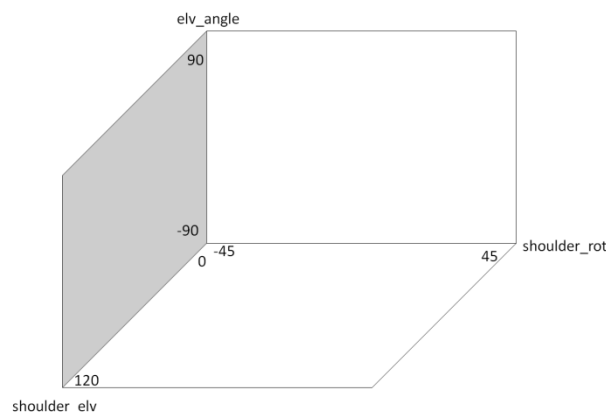


Figura 3.18: Espai de posicions assolibles idealment

S'ha automatitzat amb MATLAB la generació de fitxers de moviment per donar com a entrada a l'Optimització Estàtica. S'ha fet un escombrat de tot l'espai de posicions assolibles idealment. S'ha fet una funció que permet llegir els resultats de l'Optimització i comprovar en quins

instants de temps algun múscul supera la seva força màxima isomètrica, i determinar quina és la posició en què ocorre aquest fet.

S'ha pensat en com mostrar els resultats d'una manera que faciliti la interpretació, i s'ha decidit donar les tres vistes principals (frontal, lateral i superior) del conjunt de posicions no assolibles, és a dir, aquelles posicions on algun múscul ha superat la seva força màxima isomètrica. La figura 3.19 mostra les tres vistes del mapa de moviments determinat pel model genèric, juntament amb una vista en 3D, per facilitar entendre la disposició a l'espai.

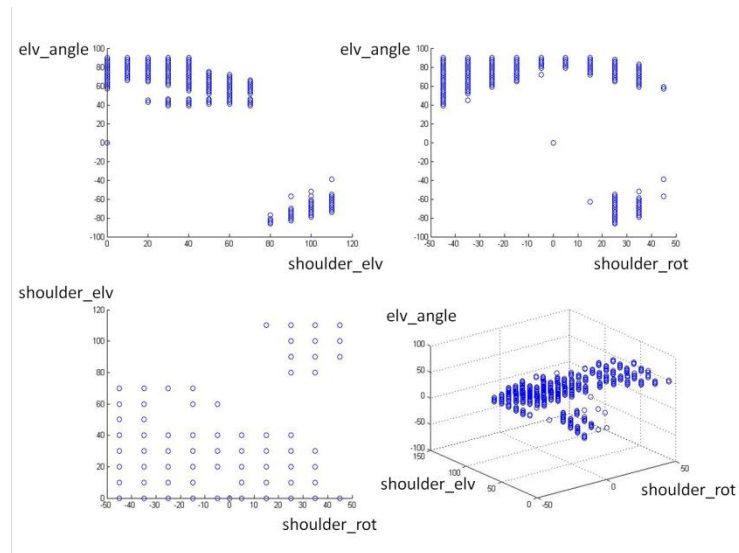


Figura 3.19: Mapa de moviments del model genèric

També es vol comprovar quines activitats de la vida diària poden veure's afectades pel fet de no tenir el múscul supraespinós. S'ha decidit dibuixar sobre el mapa de moviments d'un subjecte concret un moviment, per veure si està comprès dins els límits del moviment possible, tal com es pot veure a la Figura 3.20.

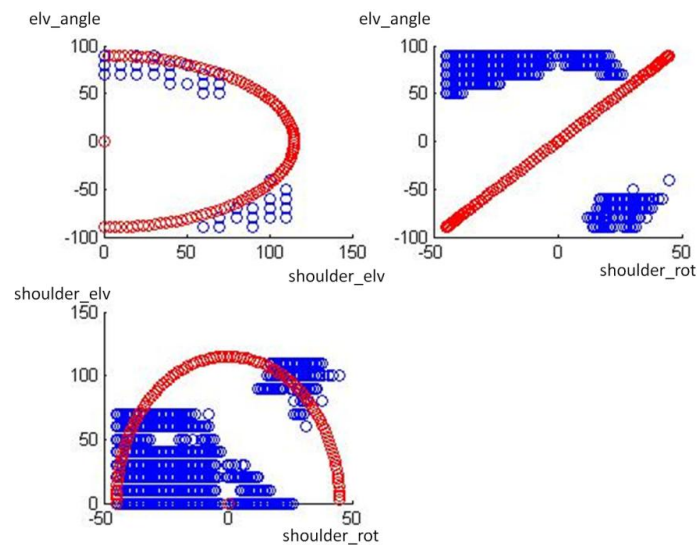


Figura 3.20: Exemple d'un moviment (en vermell) dibuixat sobre el mapa de moviments (en blau). Aquest moviment sí que és possible de dur a terme, ja que no talla el mapa de moviments en les tres gràfiques

Per tenir una referència amb la que comparar, s'ha decidit calcular el mapa de moviments possibles per un model sa i per un model sense múscul supraespinós. Es calcula de la mateixa forma, l'únic que canvia és el model amb el que es fan els càlculs, que pot ser un model sa o un model sense múscul supraespinós. Treure el múscul supraespinós és simplement esborrar-lo del fitxer .osim.

A l'hora de llegir els resultats de l'Optimització Estàtica, hi ha hagut fitxers que donaven un missatge d'error perquè no s'ha pogut realitzar algun càlcul dins l'eina. L'Optimització Estàtica no té en compte els instants anteriors, i pot intentar fer una operació que no té solució perquè és el punt en que comença el contacte amb una superfície *WrapObject*, o està arribant al valor màxim d'una coordenada i ha de complir unes restriccions que poden causar errors de càlcul. S'ha desenvolupat un *script* que llegeix el contingut d'un fitxer de sortida de l'Optimització Estàtica, comprova si hi ha resultats que no s'han pogut calcular, i elimina la fila que conté l'error.

Tot el *software* desenvolupat permet fer les anàlisis necessàries per donar al metge resultats que l'ajudin a prendre decisions. No es pretén que el metge tingui accés a MATLAB o hagi d'aprendre a utilitzar-lo. Per aquest motiu s'ha decidit desenvolupar una interfície que permeti fer accessibles les eines que s'han desenvolupat. La interfície s'ha desenvolupat en MATLAB. Un possible treball futur és desenvolupar-la de forma independent.

A la figura 3.21 es pot veure un esquema de les dades d'entrada a la interfície (que són les dades que ha de donar el metge), els càlculs de la interfície i les dades de sortida.

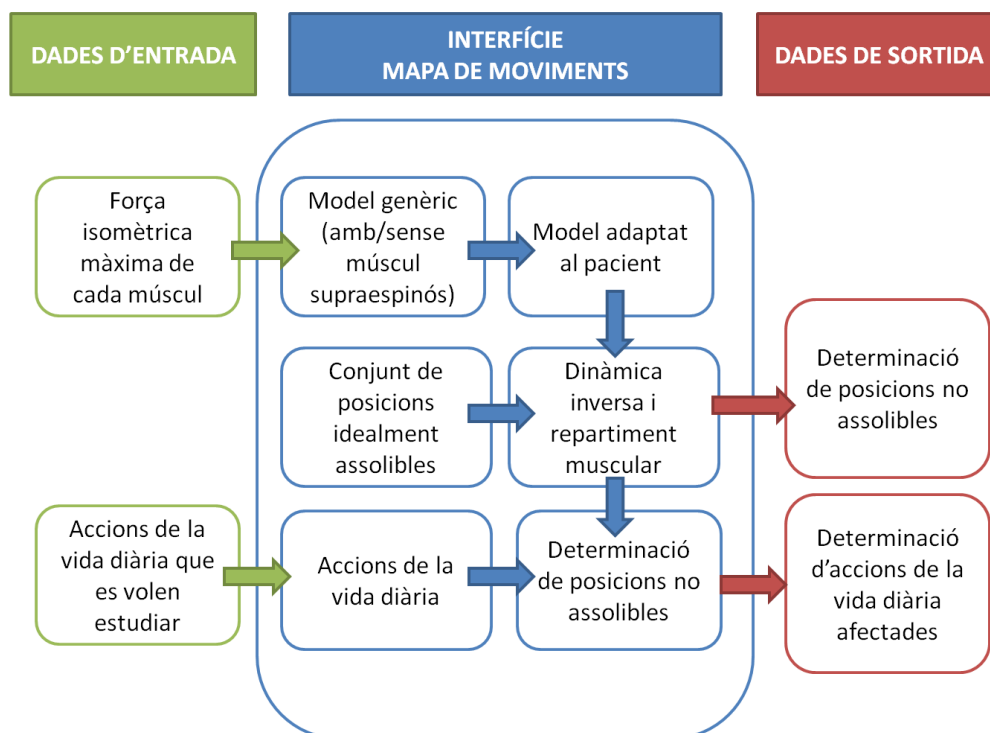


Figura 3.21: Esquema d'entrades i sortides de la interfície "Mapa de moviments"

Interfície “Elecció pròtesi”

Aquesta interfície permet comparar resultats obtinguts amb diferents geometries d'una pròtesi. S'han estudiat diferents opcions a l'hora de col·locar una pròtesi en el model. OpenSim permet importar sòlids generats en programes de disseny gràfic, i afegir les propietats dels cossos (massa, tensor d'inèrcia...), juntament amb l'articulació que defineix el moviment relatiu respecte el sòlid que el precedeix en el model. Aquesta possibilitat s'ha considerat, però s'ha descartat perquè no queda dins l'abast del projecte el disseny de la pròtesi. El que s'ha fet és veure quins paràmetres s'han de modificar en el model per tal de reproduir el moviment de la pròtesi.

S'ha escollit com a paràmetre a variar la lateralització del centre de l'esfera de la glena (paràmetre c), que es pot veure indicat a la Figura 3.22. S'ha generat una funció que varia aquest valor en un model genèric, traslladant el centre de rotació de l'articulació glenohumeral cap a l'exterior del cos.

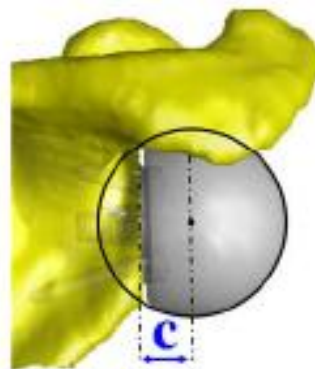


Figura 3.22: Lateralització del centre de l'esfera de la glena (c)

Es poden generar diferents models (per diferents valors del paràmetre c) per poder-los comparar. Entre totes les opcions possibles, s'ha decidit comparar la força i la longitud de cada múscul en un moviment determinat. L'anàlisi que permet trobar les forces musculars és l'Optimització Estàtica, i l'Anàlisi Muscular (*Muscle Analysis*) permet determinar la longitud dels músculs, entre altres. S'ha generat, per tant, un *script* que permet fer aquestes anàlisis des de MATLAB.

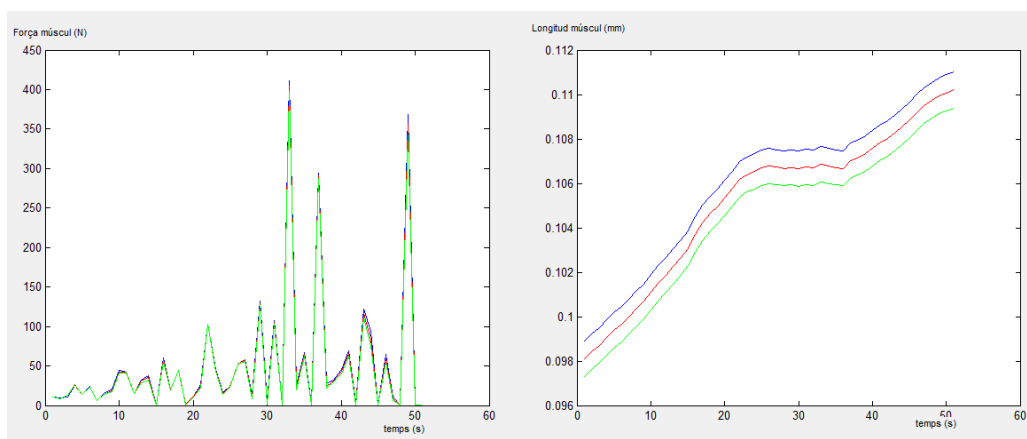


Figura 3.23: Força (esquerra) i longitud (dreta) d'un múscul al llarg d'un moviment, per tres valors del paràmetre c

De la mateixa manera que a la interfície anterior, a la Figura 3.24 es pot veure un esquema on s'han determinat les dades d'entrada, els càlculs que ha de fer la interfície i les dades que proporciona com a sortida.

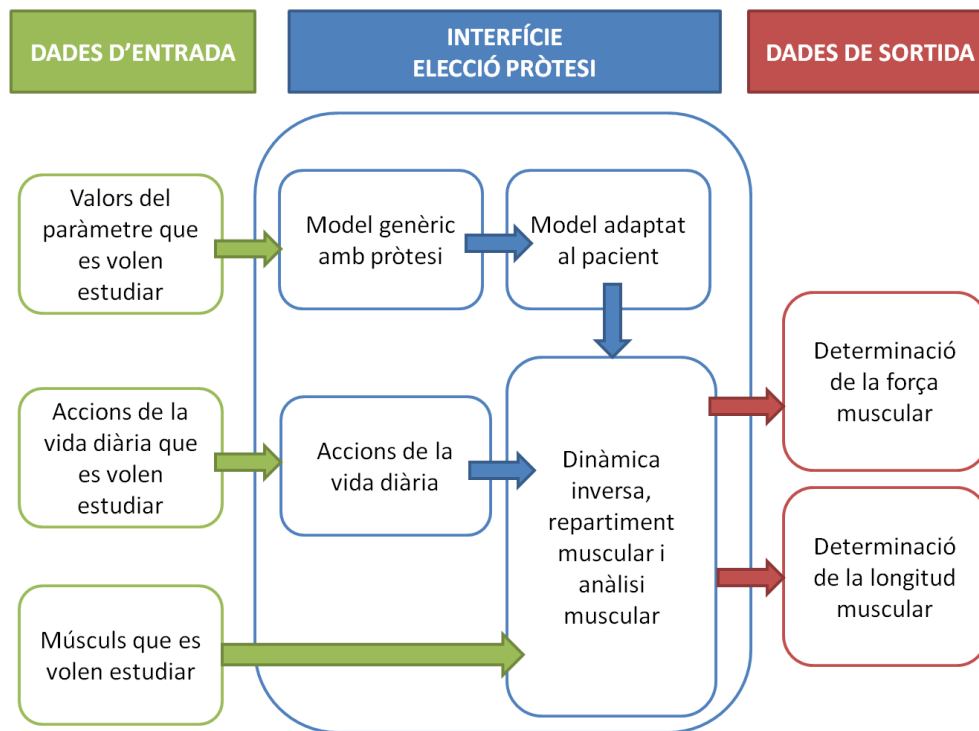


Figura 3.24: Esquema de la interfície "Elecció pròtesi"

3.3.3. Interfícies

Les interfícies gràfiques d'usuari desenvolupades permeten mostrar informació necessària per prendre decisions, a partir d'unes dades d'entrada que ha d'especificar el metge. A continuació es mostren les interfícies desenvolupades i s'expliquen les parts que les integren.

Interfície "Mapa de moviments"

La interfície "Mapa de moviments" té com a objectiu específic determinar com afecta el fet de treure el múscul supraespinós als altres músculs de l'espatlla. Per donar informació que permeti avaluar aquest aspecte, la interfície calcula i mostra el conjunt de posicions que no es poden assolir, segons el criteri escollit (que un múscul superi la seva força màxima isomètrica). També permet representar gràficament aquest mapa de moviments, juntament amb diferents activitats de la vida diària, per veure quines poden dur-se a terme i quines no.

A la Figura 3.25 es pot veure la interfície "Mapa de moviments" desenvolupada. Es comenten, de manera resumida, les dades d'entrada (informació que ha de donar el metge) i de sortida (resultats que rep el metge).

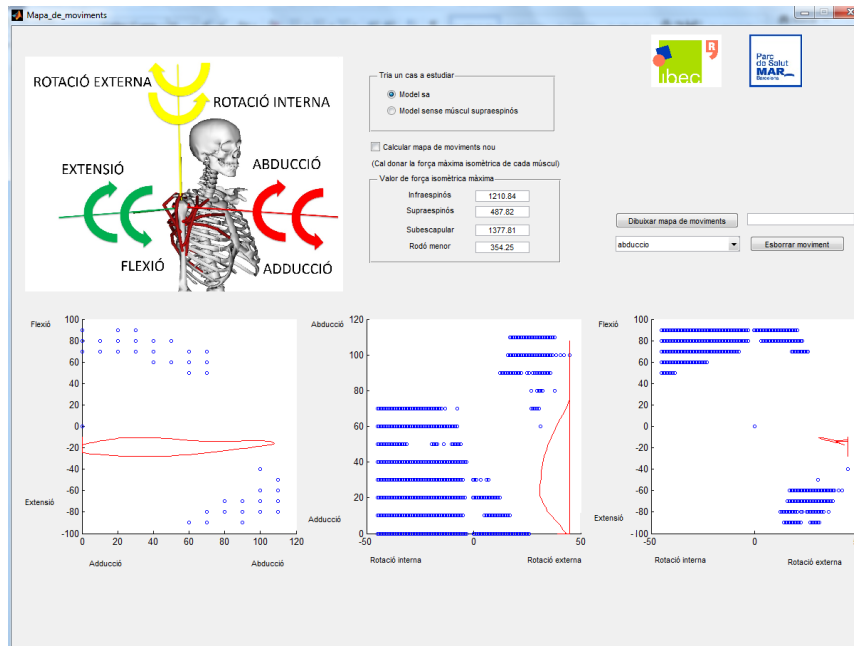


Figura 3.25: Interfície “Mapa de moviments”

Dades d'entrada

Les dades d'entrada a la interfície (veure Figura 3.26) són, per una banda, les que permeten adaptar el model al pacient, i per una altra, les que permeten estudiar diferents opcions.

- Dades que permeten adaptar el model al pacient:
 - Valor de la força màxima isomètrica: es permet donar valors nous a la força màxima isomètrica dels quatre músculs de la còfia rotadora: infraespinós, supraespinós, subescapular i rodó menor. En el cas que s'esculli l'opció “Model sense múscul supraespinós”, no cal donar cap valor per aquest múscul, ja que no es tindrà en compte.
- Dades que permeten estudiar diferents opcions:
 - Si es vol representar el mapa del model sa o del model sense múscul supraespinós.
 - Escollir quina activitat diària o moviment concret es vol representar sobre el mapa de moviments. Se'n poden escollir tants com es vulgui.



Figura 3.26: Dades d'entrada de la interfície “Mapa de moviments”

Dades de sortida

Les dades de sortida d'aquesta interfície són el mapa de moviments d'un determinat pacient (en blau) i el moviment que es vol comprovar si es pot fer (en vermell). Si el moviment creua el mapa de moviments en els tres gràfics, és un moviment que no és possible de fer, o que com a mínim quedarà afectat i no és possible fer-lo correctament.

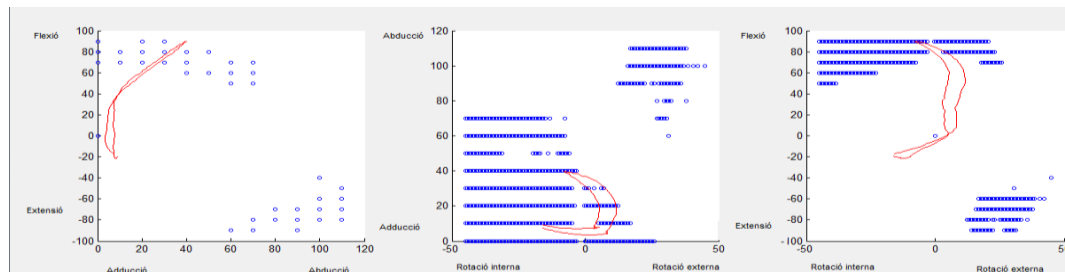


Figura 3.27: Dades de sortida de la interfície “Mapa de moviments”

A l'annex A.1 es pot trobar el manual d'usuari de la interfície “Mapa de moviments”, que conté una explicació més detallada del que s'ha comentat en aquest apartat.

Interfície “Elecció pròtesi”

L'objectiu específic d'aquesta interfície és determinar la geometria òptima d'una pròtesi. S'ha simplificat aquest objectiu, i el que es permet determinar és el valor òptim d'un dels paràmetres que defineix la geometria de la pròtesi (la lateralització del centre de l'esfera de la glena). La interfície calcula la força i la longitud dels músculs durant un determinat moviment, per tres valors del paràmetre d'estudi, i les representa gràficament perquè el metge pugui comparar-les.

A la Figura 3.28 es pot veure la interfície “Elecció pròtesi” desenvolupada. Es fa algun comentari sobre les dades d'entrada i de sortida.

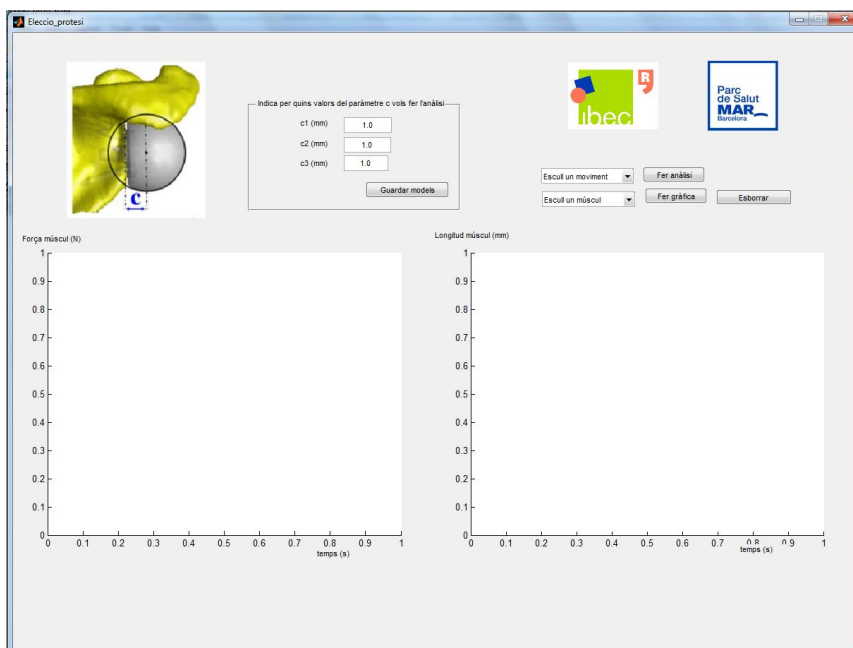


Figura 3.28: Interfície “Elecció pròtesi”

Dades d'entrada

Les dades d'entrada a la interfície (veure Figura 3.29) són, per una banda, les que permeten escollir la pròtesi, i per una altra, les que permeten estudiar diferents opcions.

- Dades que permeten escollir la pròtesi: es pot indicar fins a tres valors de la lateralització del centre de l'esfera de la glena (paràmetre c).
- Dades que permeten estudiar diferents opcions:
 - Moviment pel qual es vol fer l'anàlisi d'Optimització Estàtica (per determinar les forces musculars) i l'Anàlisi Muscular (per determinar la longitud dels músculs). Es poden demanar tants moviments com es vulguin, un darrera de l'altre.
 - Múscul que es vol estudiar. Un cop s'han fet les anàlisis per un moviment, es pot demanar més d'un múscul per aquell mateix moviment. Hi ha l'opció d'estudiar cadascun dels quatre músculs de la còfia rotadora.

Indica per quins valors del paràmetre c vols fer l'anàlisi:

c1 (mm)

c2 (mm)

c3 (mm)

Figura 3.29: Dades d'entrada de la interfície "Elecció pròtesi"

Dades de sortida

Les dades de sortida (Figura 3.30) de la interfície són dues gràfiques:

- Forces musculars, per un determinat múscul, al llarg del temps en que s'ha realitzat un moviment, i per cadascun dels valors del paràmetre c.
- El mateix, per les longituds dels músculs.

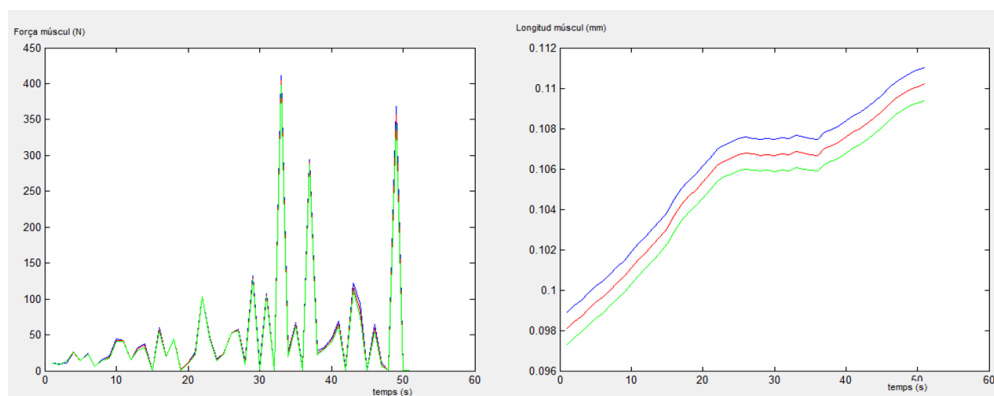


Figura 3.30: Dades de sortida de la interfície "Elecció pròtesi"

De la mateixa manera que amb la interfície anterior, a l'Annex A.2 es pot trobar el manual d'usuari de la interfície, que conté una explicació més detallada del que s'ha comentat en aquest apartat.

Capítol 4

Resultats i discussió

En aquest capítol es presenten alguns resultats obtinguts i les justificacions de decisions que s'han pres al llarg del projecte.

4.1 Validació del model

El model desenvolupat en el projecte presenta principalment dos canvis importants respecte el model del que s'ha partit (*DynamicArms2013*). El primer és l'eliminació de tots els músculs que no actuen directament sobre l'articulació glenohumeral. El segon és la introducció de les translacions que pateix el cap de l'húmer en direcció anterior-posterior i superior-inferior. S'ha estudiat com fer la validació per justificar que aquestes modificacions són correctes.

4.1.1. Músculs que inclou el model

El model *DynamicArms2013* parteix del model *UpperExtremity*, validat a l'article de Holzbaaur (2005). El criteri per validar el model desenvolupat és que es comporti el més semblant possible al model del que parteix.

El model *DynamicArms2013* té definits diferents grups de músculs, dos d'ells són el grup *shoulder* (espatlla) i el grup *elbow* (colze):

```
<ObjectGroup name="shoulder">
<members> CORB DELT1 DELT2 DELT3 INFSP LAT1 LAT2 LAT3 PECM1 PECM2 PECM3 SUBSC SUPSP
TMAJ TMIN </members>
</ObjectGroup>
```

```
<ObjectGroup name="elbow">
<members> ANC BIClongBICshort BRA BRD ECRL PT TRllat TRllongTRlmed </members>
</ObjectGroup>
```

S'han comparat tres models, que es poden veure a la Figura 4.1:

- Model 1: model *DynamicArms2013*
- Model 2: modificació del model 1 amb tots els músculs del grup *shoulder* i el bíceps i tríceps (ja que són músculs que pertanyen tant a l'articulació de l'espatlla com a la del colze)
- Model 3: modificació del model 1 amb tots els músculs del grup *shoulder*

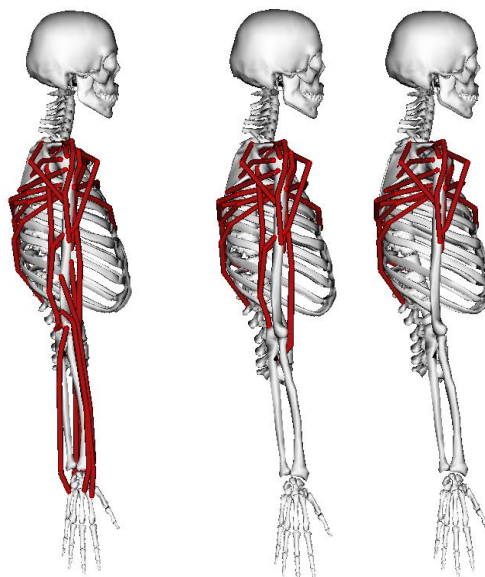


Figura 4.1: Els tres models que s'han comparat. D'esquerra a dreta: model 1, model 2, model 3

S'han comparat les forces dels músculs per dos moviments representatius de l'articulació glenohumeral. S'ha analitzat un moviment d'abducció i un altre de flexió. No s'ha arribat a les posicions extremes, ja que les forces dels músculs en posicions properes al límit d'una coordenada oscil·len molt i dificulten la interpretació dels resultats. A més, s'ha donat un valor diferent de zero a la coordenada *elv_angle*, en el cas d'abducció, i a la coordenada *shoulder_elv*, en el cas de flexió, pel mateix motiu. A la taula 4.1 es poden veure els valors de cada coordenada pels dos moviments.

Moviment	shoulder_elv	elv_angle	shoulder_rot
Abducció	(0,100)	10	0
Flexió	10	(10,70)	0

Taula 4.1: Valors de les coordenades en els moviments comparats

S'ha fet l'anàlisi d'Optimització Estàtica per determinar quins són els músculs que més actuen en cadascun d'aquests moviments. A la Figura 4.2 es poden veure les forces dels músculs en el cas d'abducció. Els músculs que més actuen són el deltoïdes medial, l'infraespinós, el subescapular, el supraespinós, el bíceps llarg i el braquial. En el cas de flexió (Figura 4.3), els músculs que més actuen són el deltoïdes anterior, el braquial, l'infraespinós, el deltoïdes medial, el bíceps llarg i el rodó menor. Es pot comprovar que concorda en gran part amb el contingut de la Taula 4.2, que mostra els músculs que realment actuen en cada moviment.

S'ha decidit finalment comparar el múscul que més actua en tots dos moviments (el deltoïdes), els quatre músculs del manegot de rotadors (que també actuen en els dos moviments, i que són els músculs que s'estudien en aquest projecte) i el bíceps i el tríceps, perquè són els dos músculs que diferencien el model 2 del 3. El múscul braquial actua en els dos moviments, però no s'ha tingut en compte a la comparació.

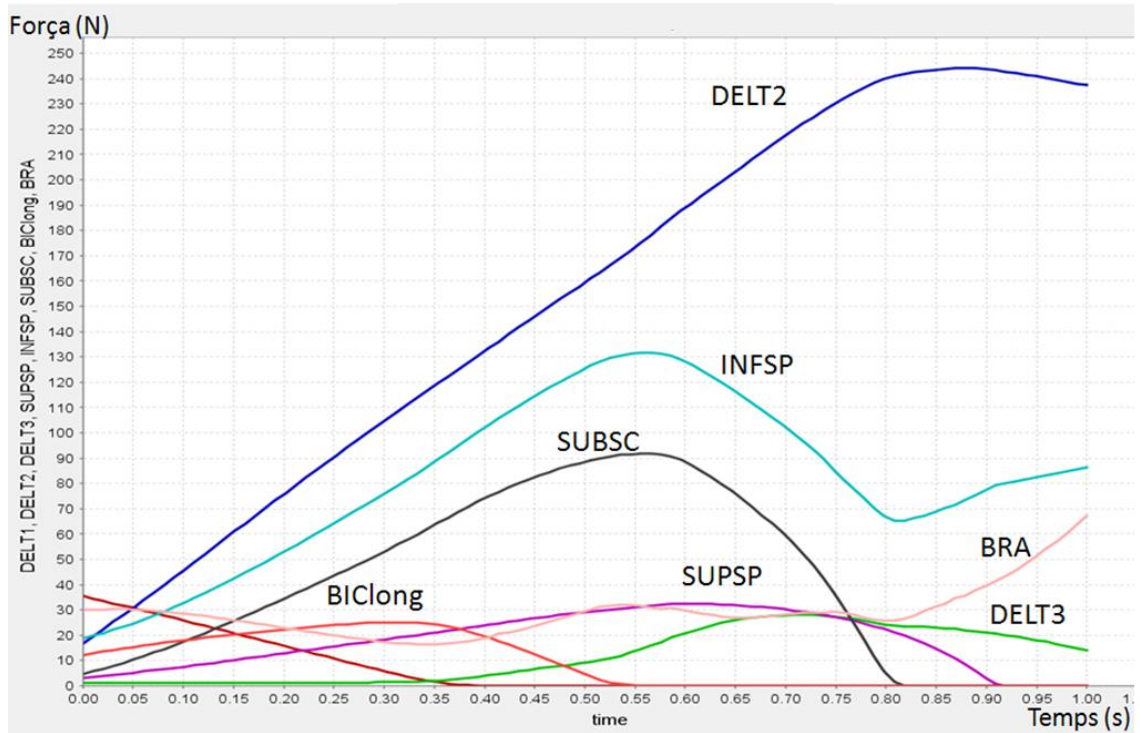


Figura 4.2: Forces dels músculs més representatius del model 1 durant el moviment d'abducció

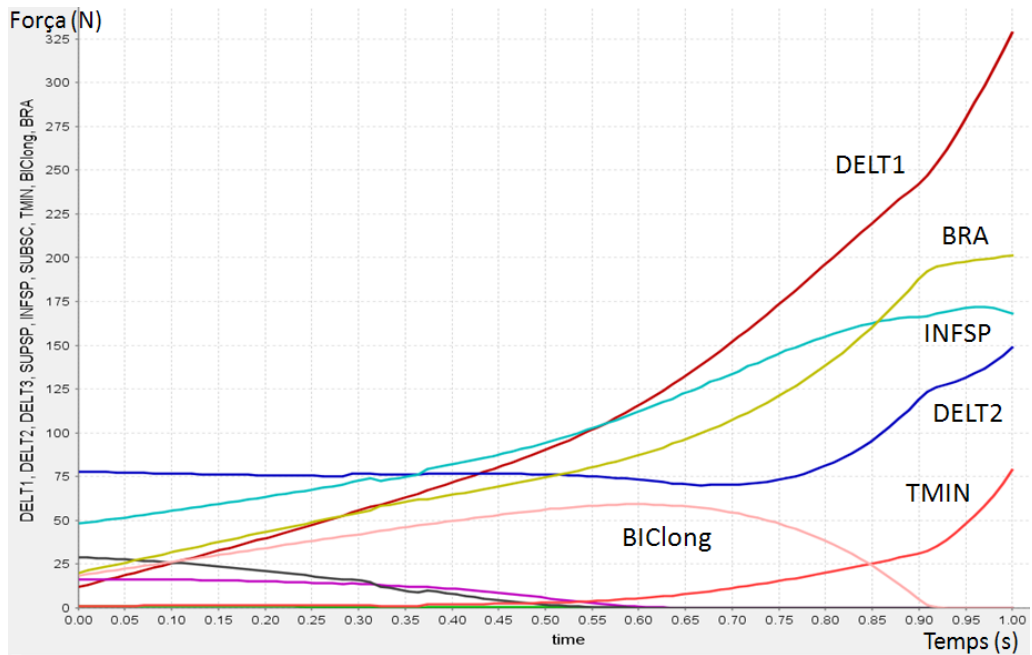


Figura 4.3: Forces dels músculs més representatius del model 1 durant el moviment de flexió

ABDUCCIÓ	FLEXIÓ
Supraespinós	Supraespinós
Coracobraquial	Coracobraquial
Bíceps	Bíceps
Serrat anterior	Serrat anterior
Deltoides medial	Deltoides anterior
Subescapular	Braquial
Pectoral major	
Pectorals menors	

Taula 4.2: Músculs que tenen com a funció generar el moviment d'abducció i de flexió

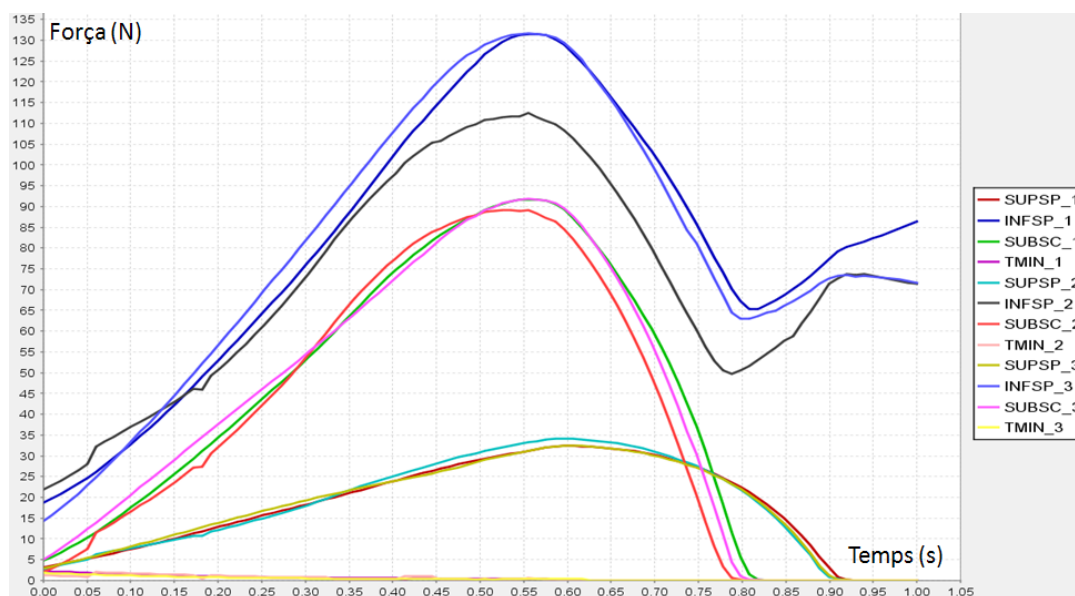


Figura 4.4: Comparació dels músculs del manegot de rotadors pels tres models (indicats a la llegenda, al costat del nom de cada múscul) pel moviment d'abducció

S'ha fet una anàlisi d'Optimització Estàtica per cada model i cada moviment, per obtenir la força de cada múscul a cada instant de temps i poder comparar-les (es pot veure un exemple a la Figura 4.4).

Els valors que s'han calculat per comparar són els següents:

- Diferència (error) en valor absolut de la força de cada múscul entre el model 1 i el 2, per una banda, i entre el model 1 i el 3, per una altra
- Mitjana de l'error
- Màxim de l'error
- Integral sota la corba de la força de cada múscul
- Quocient entre la integral en el model 1 i la integral en el model 2 i 3

A l'hora d'avaluar els resultats, s'ha comparat quin error (tant mitjana, com valor màxim) és menor, i quina proporció d'integrals és més propera a 1. És a dir, quin és el model més semblant al model 1. A les Taules 4.3 i 4.4 estan recollits els resultats. El model 3 és el que dona resultats d'errors menors i integrals més properes al valor de les integrals del model 1.

		model 1-model 2		
		mitjana error absolut	error màximabsolut	integral 1/integral2
Abducció	Deltoides 1	2,3791	8,3879	1,5806
	Deltodies 2	5,2003	11,9871	0,987
	Deltoides 3	9,5207	31,6693	0,5595
	Infraespinós	10,5285	25,5233	1,1309
	Supraespinós	0,9036	2,9068	0,985
	Subescapular	3,3719	16,8964	1,0642
	Rodó menor	0,1935	0,9742	1,0357
Flexió	Deltoides 1	36,4996	227,5907	0,8112
	Deltodies 2	35,5819	119,6527	1,74
	Deltoides 3	0,1428	0,6308	0,7413
	Infraespinós	38,6079	135,6202	0,7322
	Supraespinós	0,7891	3,5163	1,127
	Subescapular	1,8126	5,7267	1,2699
	Rodó menor	16,6038	113,4231	0,4068

Taula 4.3: Resultats de la comparació entre el model 1 i el model 2. En sombrejat es poden veure els resultats d'errors menors i quocients d'integrals més propers a 1

		model 1-model 3		
		mitjana error	error màximabsolut	integral 1/integral3
Abducció	Deltoides 1	3,1464	10,0355	0,6712
	Deltodies 2	2,6946	7,2863	0,9846
	Deltoides 3	4,1381	31,8819	0,8131
	Infraespinós	3,9837	14,7992	1,0013
	Supraespinós	0,4998	2,1271	0,9971
	Subescapular	1,7279	7,146	1,0029
	Rodó menor	0,1297	0,4351	1,2234
Flexió	Deltoides 1	8,6581	17,7319	0,9848
	Deltodies 2	21,0751	48,6925	0,7966
	Deltoides 3	0,143	0,4002	1,3944
	Infraespinós	5,6033	15,6358	1,0155
	Supraespinós	2,4934	7,4011	0,7372
	Subescapular	5,0026	12,6608	0,6301
	Rodó menor	2,8303	10,531	1,3387

Taula 4.4: Resultats de la comparació entre el model 1 i el model 3

De forma intuïtiva, semblava que donaria millors resultats el model 2, ja que conté més músculs que el model 3, entre ells el bíceps llarg, que és dels més representatius en els dos moviments.

S'ha fet la mateixa comparació que amb els deltoïdes i els músculs del manegot de rotadors, entre el model 1 i el model 2, pels bíceps i tríceps. S'ha vist que el bíceps llarg actua en el model 2 de forma molt diferent a com actua en el model 1. Això pot ser degut al fet de que falten els músculs que actuen amb ell a l'articulació del colze. A la Figura 4.5 es pot veure aquesta diferència entre el bíceps llarg del model 1 i el del model 2, pel moviment d'abducció.

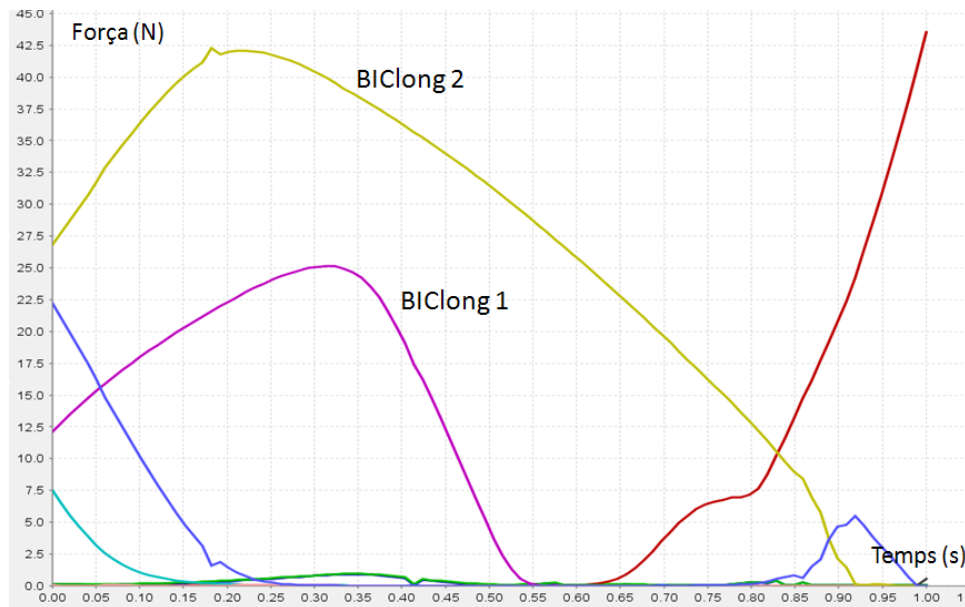


Figura 4.5: Comparació entre les forces del bíceps llarg del model 1 i del model 2 durant el moviment d'abducció

Amb aquests resultats queda justificada l'elecció dels músculs que inclou el model desenvolupat.

4.1.2. Translacions del cap de l'húmer

El model desenvolupat inclou les translacions del cap de l'húmer durant els moviments de l'articulació glenohumeral. Es vol comprovar que el fet d'afegir aquestes translacions augmenta la precisió del model.

S'han comparat les forces que fan els músculs per diferents moviments en el model sense translacions i en el model amb translacions. En general els músculs del model amb translacions fan forces majors que els músculs del model sense translacions. A la Figura 4.6 es pot veure la diferència de les forces dels quatre músculs dels manegot de rotadors per un moviment d'abducció. Els valors negatius indiquen que fan més força els músculs del model amb translacions. Aquestes diferències són petites, pràcticament no varien els resultats en un cas i en l'altre. Aquest resultat és comprensible perquè les translacions que s'han afegit al cap de l'húmer són de 4 mm en direcció superior-inferior, i de 8 mm en direcció anterior-posterior, però no assegura que el model sigui més acurat pel fet de tenir les translacions. Un possible treball futur és estudiar més a fons la translació del cap de l'húmer i validar aquest model de forma experimental.

Per tant, si s'utilitza el model en estudis posteriors, s'ha de tenir en compte com s'ha desenvolupat i quines limitacions té.

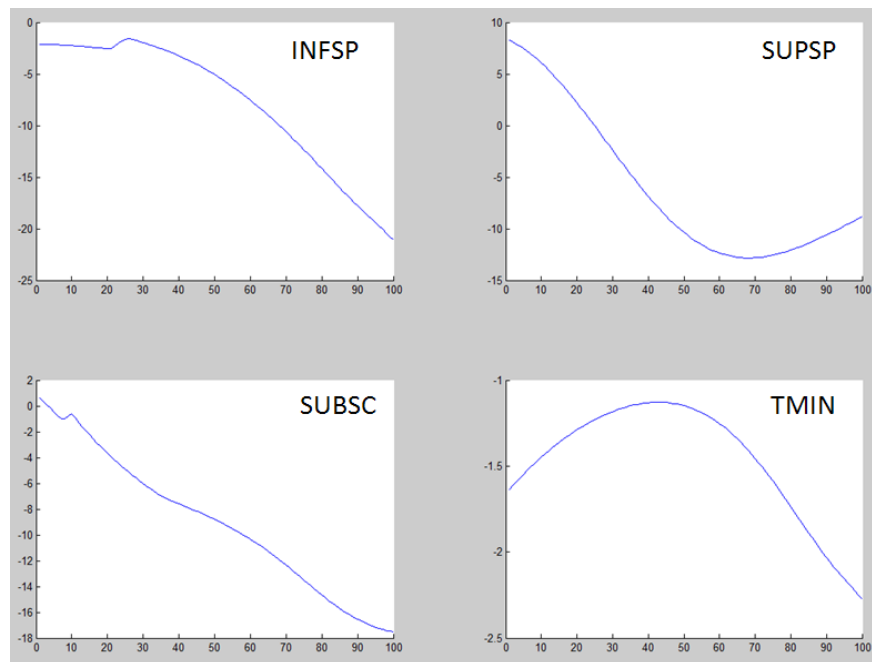


Figura 4.6: Diferència entre la força en el model sense translacions i en el model amb translacions pels quatre músculs del manegot de rotadors, durant un moviment d'abducció

4.2. Validació de la recollida de dades experimentals

Durant la realització del projecte s'han recollit diferents dades experimentals, tant de posicions estàtiques (per escalar el model) com de moviments (per generar els fitxers de cinemàtica que s'utilitzen en les interfícies).

Una manera d'avaluar els resultats obtinguts després d'efectuar la cinemàtica inversa sobre un conjunt de dades definides en un fitxer .trc és comparar els valors d'error dels marcadors amb els valors recomanats a la guia d'usuari d'OpenSim. A la Taula 4.5 es mostren els resultats dels errors dels marcadors obtinguts per un moviment d'abducció-adducció (a la Figura 4.7 es pot veure el resultat de la cinemàtica inversa d'aquest moviment) i de flexió-extensió. Es pot veure que no superen els valors de referència.

	Recomanat	Abducció-Adducció	Flexió-Extensió
Error màxim	<4 cm	1,2 cm	2,6 cm
RMS ¹⁶	<2 cm	1,5 cm	1,6 cm

Taula 4.5: Errors dels marcadors de referència i de dos moviments

¹⁶ de l'anglès *Root Mean Square*: mitjana quadràtica

En el cas que s'obtinguin errors més grans, és recomanable tornar a escalar el model. Per algun moviment s'han obtingut errors més grans (que han arribat a 10 cm), i s'ha vist que coincidien amb trams on alguna coordenada superava el seu límit màxim. Per tant, la posició del marcador experimental no era una posició assolible pel marcador virtual. Alguns d'aquests moviments s'han mantingut, i els valors d'errors que s'han comparat amb els valors de referència han sigut els errors dels trams on ninguna coordenada arribava al seu límit.

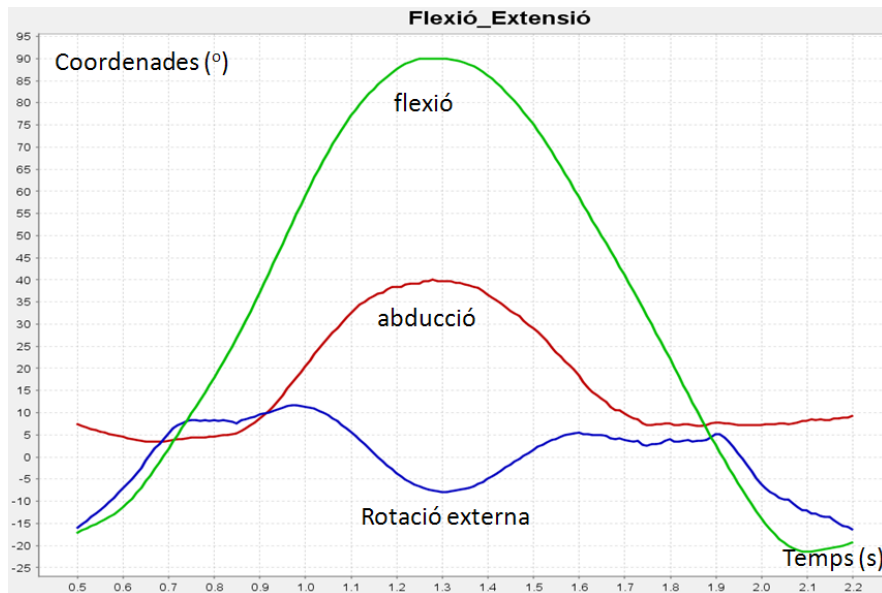


Figura 4.7: Resultat de la cinemàtica inversa pel moviment de flexió-extensió

A les Figures 4.8 i 4.9 es pot veure el resultat de la cinemàtica inversa de dos dels moviments pels quals s'han recollit dades experimentals. En el moviment de nedar de brases, l'abducció i la flexió segueixen una forma aproximadament sinusoidal, que correspon al moviment en cercles del braç. En el moviment d'obrir i tancar una porta, es pot observar un primer tram (fins a 1,2 s) que correspon a obrir el pany, un segon tram (fins a 2,8 s) que correspon a obrir la porta, i un tercer tram (fins al final) que correspon a tancar la porta. Es poden veure a les dues figures alguns trams on el valor de la coordenada queda constant i igual al valor límit. En aquests trams, on en el moviment experimental s'ha superat el valor màxim d'alguna de les coordenades, els errors dels marcadors eren més grans que els recomanats.

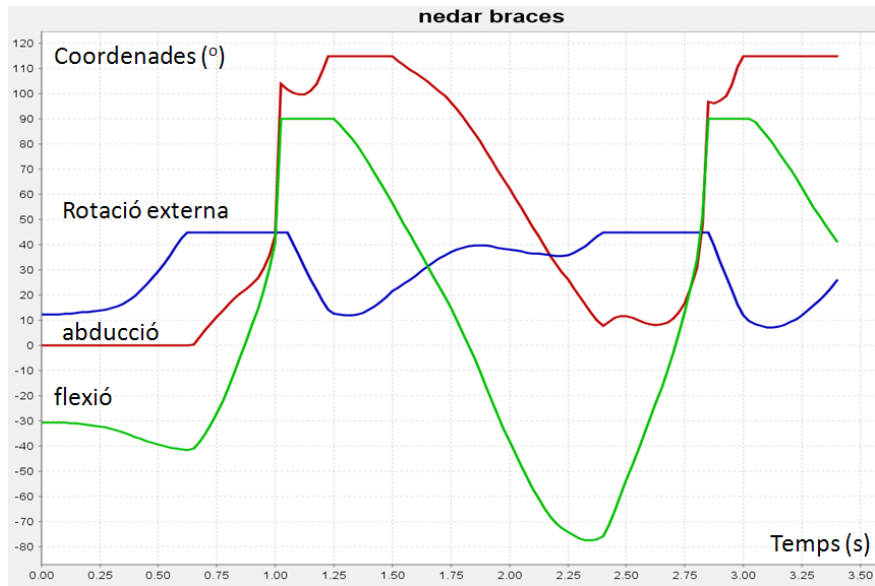


Figura 4.8: Resultat de la cinemàtica inversa pel moviment de nedar de braços

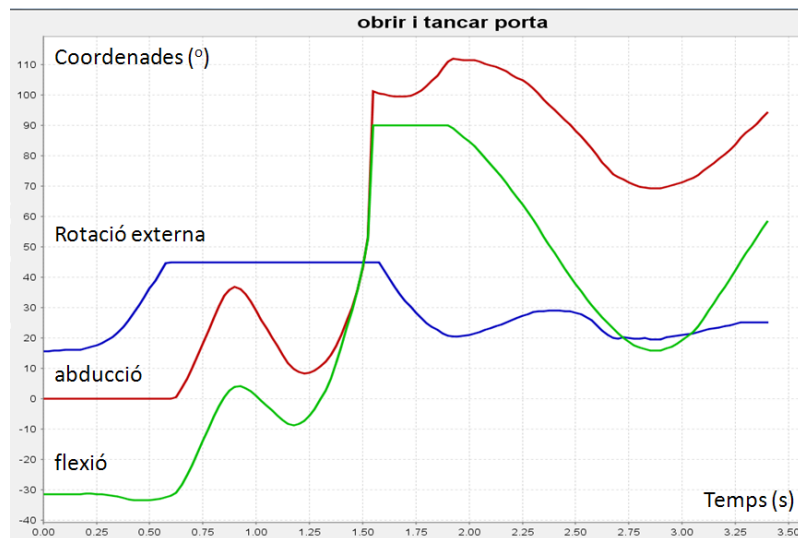


Figura 4.9: Resultat de la cinemàtica inversa pel moviment d'obrir i tancar una porta

4.3. Resultats de la interfície “Mapa de moviments”

Es presenten diferents resultats relacionats amb el desenvolupament de la interfície “Mapa de moviments”.

S'han comparat les forces dels músculs entre el model sa (amb tots els músculs) i el model sense músculs supraespinós. En general els músculs treballen més (fan més força) sense supraespinós. Aquest resultat és raonable. La diferència màxima per un moviment d'abducció (Figura 4.10) en el deltoïdes medial és d'uns 15 N, i arriba a fer una força de 260 N. Per tant es considera una variació petita. El múscul que pateix més canvi és l'infraespinós, amb una diferència màxima d'uns 10 N, i amb un valor de força màxim de 100 N. Tot i així, aquest

múscul no supera la seva força màxima isomètrica, que és de 1210,8 N, i per tant podrà fer aquesta força.

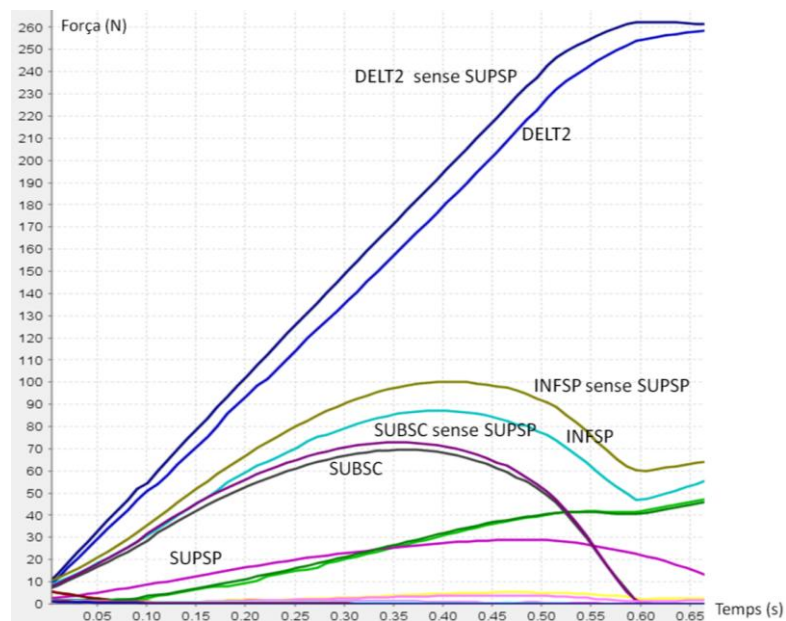


Figura 4.10: Comparació dels músculs més representatius, per un moviment d'abducció, entre el model amb tots els músculs i el model sense múscul supraespinós

A la Figura 4.11 es mostra el mapa de moviments pel model genèric de l'OpenSim. El pes del model és de 30,33 kg, i les forces màximes isomètriques corresponents als músculs de la còfia rotadora són:

- Infraespinós: 1210,84 N
- Supraespinós: 487,82 N
- Subescapular: 1377,81N
- Rodó menor: 354,25 N

L'únic múscul que supera la seva força màxima isomètrica és el rodó menor. Aquest resultat sembla raonable, ja que és el múscul que té la força màxima isomètrica menor, i per tant sembla que serà superable més fàcilment. A més, aquest múscul és el que està situat a la part de darrera de l'espatlla, i en les posicions extremes d'elevació del braç (tant flexió com abducció) la força que fa presenta un increment molt gran en poc temps.

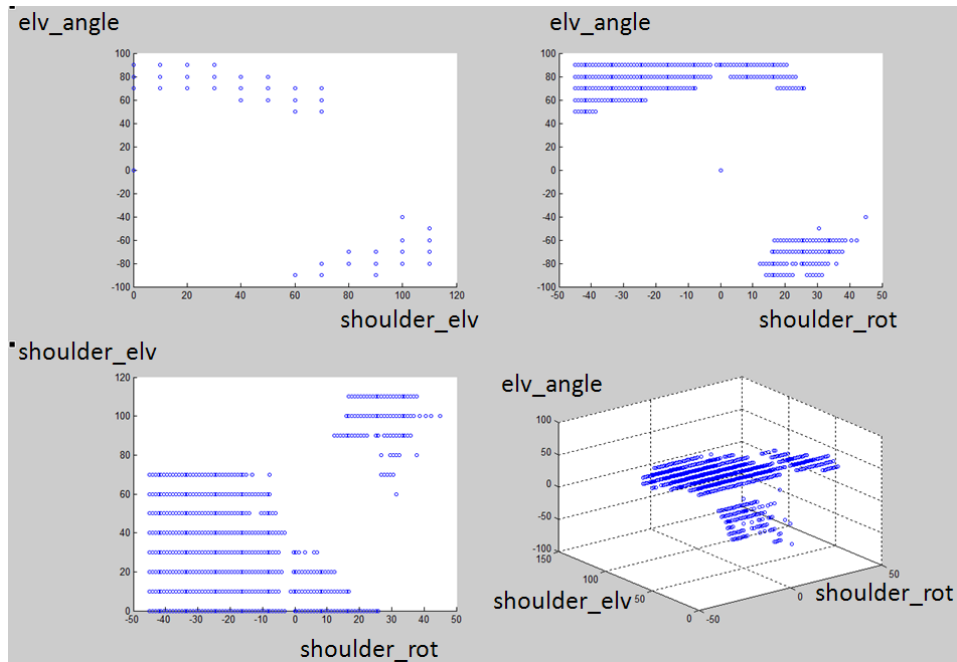


Figura 4.11: Mapa de moviments pel model genèric desenvolupat al projecte

Es pot veure que la major part de les posicions no assolibles coincideixen amb valors extrems de les coordenades *shoulder_elv* i *elv_angle*. A la Figura 4.12 es pot veure marcada una posició en el mapa de moviments de l'esquerra i la posició del model corresponent a aquests valors de les coordenades a la dreta.

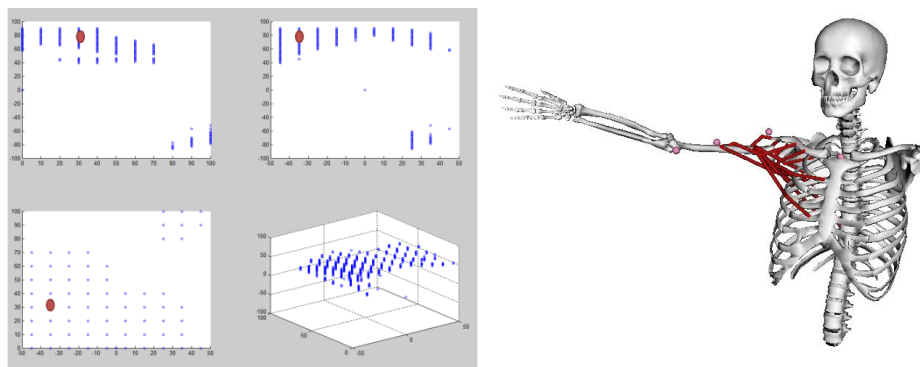


Figura 4.12: Esquerra: mapa de moviments amb un punt marcat en vermell. Dreta: posició corresponent al valor de les coordenades determinat pel punt marcat al mapa de moviments

Per generar el mapa de moviments es fa un escorbat de tot l'espai, discretitzant-lo en diferents trams. S'ha fet un estudi per comparar els mapes de moviments pel model genèric en els sis ordres d'escorbat possibles. A la Taula 4.6 es pot veure per cada ordre quants fitxers de cinemàtica es generen. S'ha arribat a la conclusió de que els resultat eren molt semblants (es pot veure el mapa de moviments resultant de l'ordre 2 d'escorbat a la Figura 4.13) en qualsevol dels ordres que s'ha seguit, i s'ha mantingut l'ordre 1.

Ordre	Seqüència de coordenades	Nombre de fitxers de cinemàtica
1	SE, EA, SR	228
2	SE, SR, EA	120
3	EA, SE, SR	228
4	EA, SR, SE	190
5	SR, SE, EA	120
6	SR, EA, SE	190

Taula 4.6: Seqüència de coordenades i nombre de fitxers de cinemàtica generats pels diferents ordres d'escombrat de l'espai. SE correspon a *shoulder_elv*, SR correspon a *shoulder_rot*, EA correspon a *elv_angle*

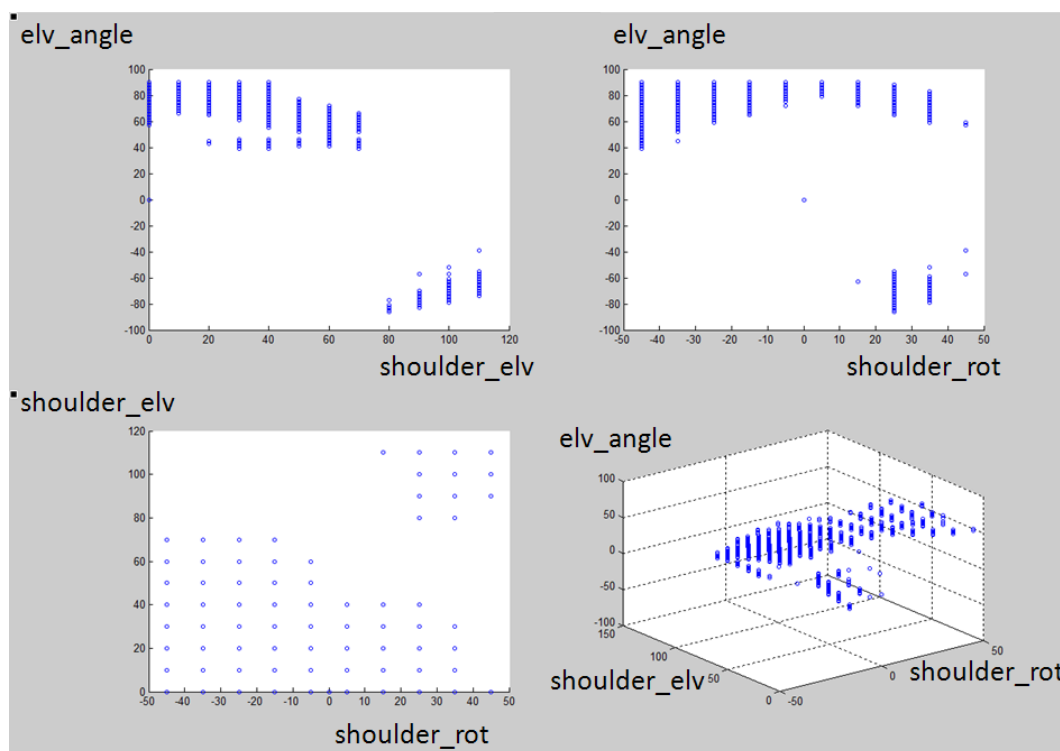


Figura 4.13: Mapa de moviments corresponent al model genèric amb un escombrat de l'espai seguint l'ordre 2

Una limitació que presenta la interfície és el temps de càlcul. Es necessiten aproximadament dues hores per fer totes les anàlisis d'Optimització Estàtica per generar un mapa de moviments. Per tant, una millora possible a la interfície és buscar la manera de disminuir aquest temps de càlcul.

Un altre estudi que s'ha fet ha estat si el mapa de moviments varia molt per diferents valors de força màxima isomètrica dels músculs, per veure si té sentit o no calcular el mapa de moviments per cada pacient o es pot fer de forma general. A la Figura 4.14 es poden veure quatre mapes de moviments, corresponents a quatre valors de la força màxima isomètrica del múscul rodó menor. Els resultats semblen raonables, ja que el model més fort (amb un valor de força màxima isomètrica major) és el model que té el mapa de moviments amb menys punts

marcats, és a dir, amb menys posicions no assolibles. S'ha vist de manera qualitativa que hi ha variació, i que per tant sembla correcte calcular el mapa de moviments per cada pacient.

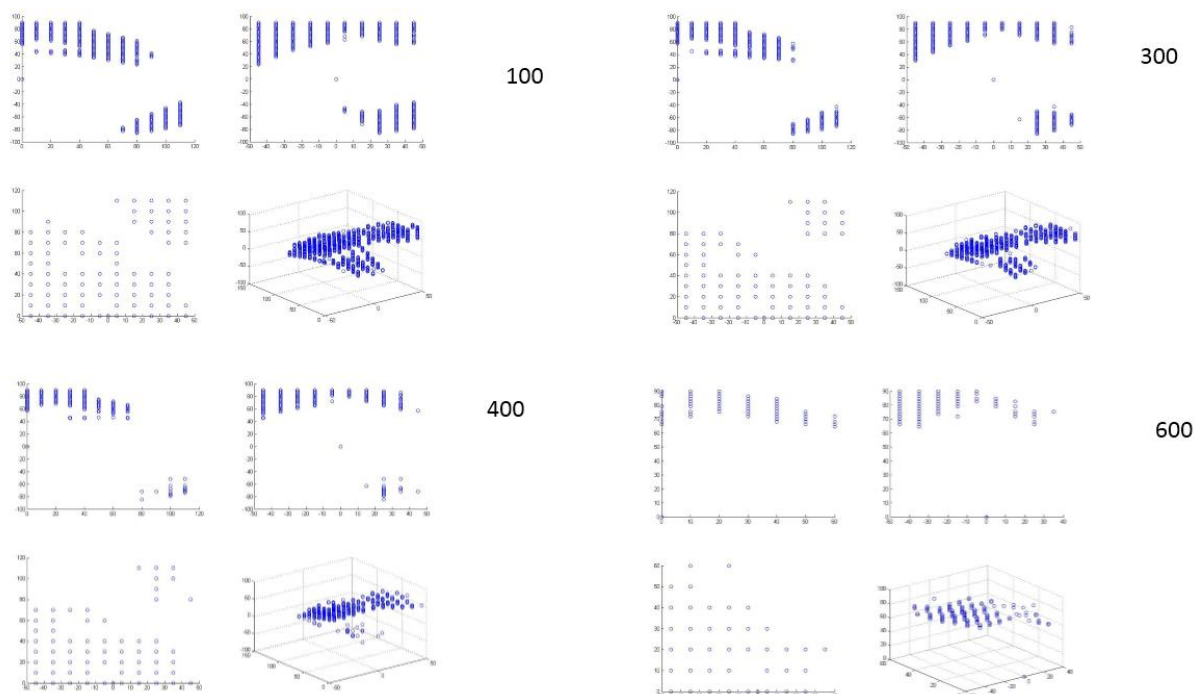


Figura 4.14: Comparació entre quatre mapes de moviments corresponents a quatre models amb diferents valors de força isomètrica màxima del múscul rodó menor (100 N, 300 N, 400 N i 600 N, respectivament)

4.4. Resultats de la interfície “Elecció pròtesi”

S’han trobat els resultats de força i longitud dels músculs per diferents valors del paràmetre c i per diferents moviments. En general, les forces dels múscul varien molt poquet pels diferents valors del paràmetre c de la pròtesi, i les longituds, en canvi, pateixen un canvi més gran, tal com es pot veure a la Figura 4.15, que mostra el resultat obtingut per un moviment de flexió-extensió. Aquests resultats semblen raonables, ja que el canvi que introdueix la pròtesi si només es considera que varia la lateralització del centre de l’esfera de la glena és molt petit: es desplaça el centre de l’articulació uns mil·límetres. No entra dins l’abast del projecte determinar quin és el valor òptim d’aquest paràmetre per un determinat subjecte, sinó proporcionar dades al metge perquè pugui decidir.

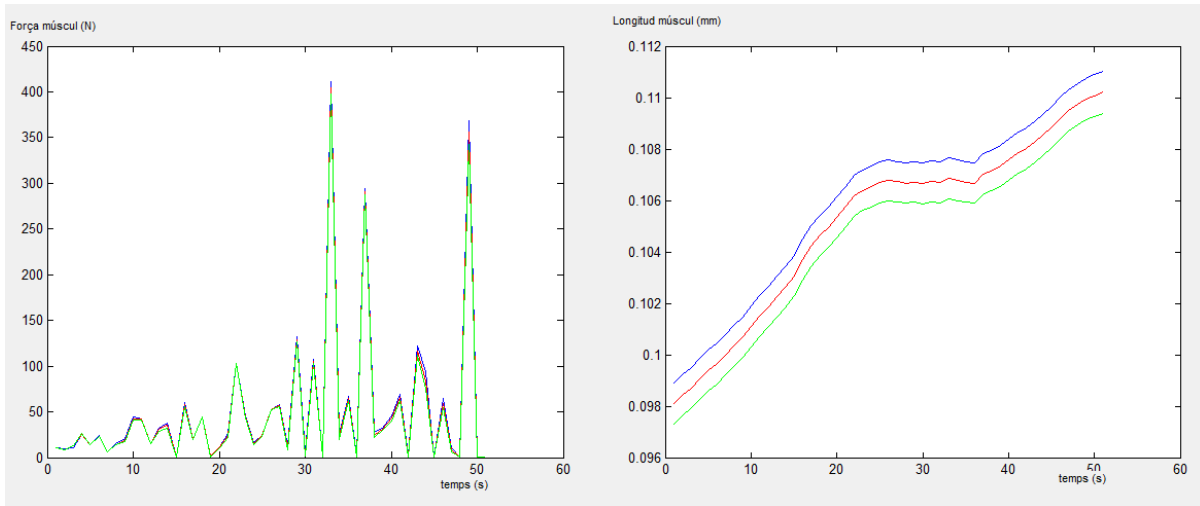


Figura 4.15: Força i longitud del múscul infraespínol durant un moviment de flexió-extensió, per tres valors del paràmetre c de la pròtesi (1 mm, 2 mm i 3 mm, respectivament)

Capítol 5

Pressupost i consideracions ambientals

5.1. Pressupost

El pressupost del projecte té en compte els costos d'enginyeria, els costos materials, i el consum energètic.

Costos d'enginyeria

El projecte ha estat realitzat principalment per un enginyer. S'ha considerat un sou per l'enginyer de 30 €/h. Per la recollida de dades experimentals s'ha comptat amb l'ajuda d'un tècnic de laboratori, i durant el desenvolupament del projecte s'han realitzat sessions de consultoria amb un expert en cirurgia. S'han considerat uns sous de 25 €/h pel tècnic de laboratori i de 60 €/h per l'expert en cirurgia, respectivament.

La durada del projecte ha estat de sis mesos, amb una mitjana de 5h diàries. Considerant cinc dies per setmana i quatre setmanes per mes, les hores totals dedicades al projecte han estat 600h.

La feina de l'enginyer s'ha dividit en una primera fase de treball amb el programari de simulació OpenSim i una segona fase de treball de programació amb MATLAB. S'ha considerat que del total d'hores dedicades per l'enginyer, el 40% s'ha dedicat a OpenSim (240h) i el 60% a MATLAB (360h).

La recollida de dades experimentals s'ha dut a terme en tres sessions de tres hores aproximadament de durada. Per tant, en total sumen 9h. El temps de dedicació de l'enginyer per tractar aquestes dades està comptabilitzat dins les hores dedicades a l'OpenSim.

S'ha realitzat una mitjana d'una sessió de consultoria al mes, d'una hora de durada cadascuna. Per tant, són en total 6h.

A la Taula 5.1 es poden veure els costos per separat i el cost total d'enginyeria.

Concepte	Sou (€/h)	Temps dedicat (h)	Sou total (€)
Enginyer	30	600	18.000
Tècnic de laboratori	25	9	225
Expert en cirurgia	60	6	360
Costos totals d'enginyeria			18.585

Taula 5.1: Costos d'enginyeria

Costos materials

Els costos materials tenen en compte la depreciació dels equips utilitzats (un ordinador i el Polhemus), i les llicències del programari utilitzat.

S'ha tingut en compte una amortització de l'ordinador de 810 € en 5 anys, i de la llicència de MATLAB de 1.380 € en un any. OpenSim és un programari gratuït. Per l'amortització del sensor electromagnètic Polhemus Fastrak s'ha tingut en compte una amortització de 6.000 € en 10 anys.

Les hores dedicades a cada equip s'han comptat de la següent manera: l'ús de l'ordinador inclou el total d'hores dedicades al projecte (600h), l'ús del Polhemus inclou les hores dedicades a la recollida de dades experimentals (9h), i l'ús de MATLAB inclou les hores dedicades a la fase de programació amb MATLAB (360h). A la Taula 5.2 es poden veure els costos materials totals.

Per fer el càlcul del temps d'utilització, s'ha considerat que un any equival a 8.760h (365 dies*24h/dia).

Concepte	Cost total (€)	Vida útil (anys)	Depreciació (€/any)	Temps d'utilització (anys)	Cost depreciació (€)
Ordinador (HP Compaq 6000 Pro Microtower PC)	810	5	162	0,06849	11,09
Polhemus Fastrak	6.000	10	600	0,00102	0,61
Llicència MATLAB	1380	1	1380	0,04109	56,70
Cost total material					68,40

Taula 5.2: Costos materials

Costos de consum energètic

Els costos de consum energètic són bàsicament el consum de l'ordinador i la il·luminació del laboratori. Tenint en compte que el preu del kWh és de 0,14 € (TUR sense discriminació horària, Iberdrola), que l'ordinador consumeix aproximadament 0,25 kW, i considerant que la part d'il·luminació del total del laboratori corresponent a la realització del projecte són 100 W, a la Taula 5.3 es mostren els costos de consum energètic.

Concepte	Preu (€/kWh)	Consum (kW)	Temps d'ús (h)	Cost (€)
Ordinador	0,14	0,25	600	21
Il·luminació	0,14	0,1	600	8,40
Costos de consum energètic totals				29,40

Taula 5.3: Costos de consum energètic

El cost total del projecte és la suma d'aquests tres costos, i és de 18.682,80 €, tal com es pot veure a la Taula 5.4.

Concepte	Cost (€)
Enginyeria	18.585
Materials	68,40
Consum energètic	29,40
Total	18.682,80

Taula 5.4: Cost total del projecte

5.2. Consideracions ambientals

El projecte consisteix en desenvolupament de *software*, i no hi ha generació de residus importants. L'impacte ambiental que té, per tant, és molt baix, i es redueix al provocat pels equips utilitzats: l'ordinador i el Polhemus, que s'hauran de reciclar quan acabi la seva vida útil seguint les normativa establertes pel *Real Decreto 208/2005, de 25 de febrero, sobre aparatos eléctricos y electrónicos*.

Conclusions

En aquest projecte s'ha aconseguit aconseguir l'objectiu de desenvolupar un *software* de suport a la planificació quirúrgica, ajustable a l'anatomia de cada pacient i que permeti l'estudi de dos escenaris concrets.

S'ha après a utilitzar el programari de simulació OpenSim, desenvolupat pel centre de recerca *National Center for Simulation in Rehabilitation Reserch* de la Universitat d'Stanford (Califòrnia, EEUU).

S'ha desenvolupat un model musculoesquelètic de l'articulació glenohumeral a partir d'un model existent a l'OpenSim. S'han afegit les translacions del cap de l'húmer, després d'una recerca bibliogràfica. Un treball de futur d'especial interès és la validació d'aquest model mitjançant mètodes experimentals. Aquesta validació pot ajudar a quantificar els efectes beneficiosos d'incloure la translació del cap de l'húmer al model simulat.

S'han estudiat les diferents problemàtiques amb les que pot trobar-se un metge davant una fractura d'húmer proximal, en el cas que es repara amb substitució total de l'articulació per una pròtesi inversa. S'han escollit dues àrees d'estudi: la idoneïtat de retirar el múscul supraespinós, que es troba a la còfia de rotadors envoltant la glena, i la variació d'un paràmetre geomètric d'una pròtesi inversa. S'ha determinat quina informació pot ser útil per ajudar a prendre decisions al metge, i s'ha estudiat com obtenir-la amb OpenSim.

S'ha vist la necessitat de treballar amb MATLAB com a complement a les opcions que ofereix OpenSim. S'ha desenvolupat un conjunt de *software* en *scripts* de MATLAB, que permet treballar amb les eines d'OpenSim i ampliar-ne les possibilitats amb els càlculs i eines gràfiques de MATLAB.

Finalment, s'han desenvolupat dues interfícies d'usuari amb el generador d'interfícies gràfiques que ofereix MATLAB. Un possible treball futur és el desenvolupament d'aquestes interfícies de forma independent a MATLAB, ja que no és un programari de lliure accés.

En aquest projecte ha estat d'especial interès la interacció amb persones d'un àmbit tant diferent a l'enginyeria com els cirurgians de l'Hospital del Mar, amb els que s'han plantejat els objectius del projecte i s'han seguit els resultats obtinguts.

Agraïments

Vull agrair a l'Àlícia Casals l'oportunitat que m'ha oferit de realitzar el meu Projecte de Fi de Carrera al grup de Robòtica de l'Ibec, així com el seguiment per part seva durant el desenvolupament del mateix.

Agrair també al Xavier Giralt pel temps que ha dedicat a formar-me i a ajudar-me davant els problemes amb els que m'he trobat.

Finalment, vull agrair al Carlos Torrens la seva atenció en la resolució dels diferents dubtes relacionats amb aspectes mèdics que han anat sortint al llarg del projecte.

Bibliografia

Articles

AMBRÓSIO, J., QUENTAL, C., PILARCZYK, B., FOLGADO, J., MONTEIRO, J. *Multibody biomechanical models of the upper limb*. Procedia IUTAM, Vol. 2, Symposium on Human Body Dynamics, 2011, pp. 4-17.

CHARLTON IW, JOHNSON GR. *A model for the prediction of the forces at the glenohumeral joint*. Proc. Inst. Mech. Eng., Part H, J. Eng. Med., Vol. 220 No. 8, 2006, pp. 801-812.

DELP, S.L., ANDERSON, F.C., ARNOLD, A.S., LOAN, P., HABIB, A., JOHN, C.T., GUENDELMAN, E., THELEN, D.G. *OpenSim: Open-source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 54, No.11, 2007, pp.1940-50.

GUTIÉRREZ, S., LUO, Z.P., LEVY, J., FRANKLE, M.A. *Arc of motion and socket depth in reverse shoulder implants*. Clinical Biomechanics, Vol. 24, No. 6, 2009, pp. 473-479.

HOLZBAUR, K.R., MURRAY, W.M., DELP, S.L. *A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control*. Annals of Biomedical Engineering, Vol. 33, No. 6, 2005, pp. 829-840.

KONTAXIS, A., JOHNSON, G. R. *The biomechanics of reverse anatomy shoulder replacement. A modelling study*. Clinical Biomechanics, Vol. 24, No. 3, 2009, pp. 254–260.

MANSOURI, M., REINBOLT, J.A. *A platform for dynamic simulation and control of movement based on OpenSim and MATLAB*. Journal of Biomechanics, Vol. 45, 2012, pp. 1517-1521.

MASSIMINI, D.F., BOYER, P.J., PAPANNAGARI, R., GILL, T.J., WARNER, J.P., LI, G. *In-vivo glenohumeral translation and ligament elongation during abduction and abduction with internal and external rotation*. Journal of Orthopaedic Surgery and Research, Vol. 7, 2012, pp. 29.

MATSUKI, K., MATSUKI, K.O., MU, S., YAMAGUCHI, S., OCHIAI, N., SASHO, T., SUGAYA, H., TOYONE, T., WADA, Y., TAKAHASHI, K., BANKS, S.A. *In vivo 3-dimensional analysis of scapular kinematics: comparison of dominant and nondominant shoulders*. Journal of Shoulder and Elbow Surgery, Vol. 20 No. 4, 2011, pp. 659-665.

MATSUKI, K., MATSUKI, K.O., YAMAGUCHI, S., OCHIAI, N., SASHO, T., SUGAYA, H., TOYONE, T., WADA, Y., TAKAHASHI, K., BANKS, S.A. *Dynamic In Vivo Glenohumeral Kinematics During Scapular Plane Abduction in Healthy Shoulders*. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, Vol. 42 No. 2, 2012, pp. 96-104.

MURRAY I.A. *Determining Upper Limb Kinematics and Dynamics During Everyday Tasks*. Ph.D. Thesis. Mechanical, Materials and Manufacturing Engineering, University of Newcastle upon Tyne, 1999.

NOVOTNY, J.E., NICHOLSJ, C.E., BEYNNONT, B.D. *Normal kinematics of the unconstrained glenohumeral joint under coupled moment loads*. Journal of Shoulder and Elbow Surgery, Vol. 7, 1998, pp. 629–639.

PANDY, M.G. *Computer modeling and simulation of human movement*. Annual Review of Biomedical Engineering, Vol. 3, 2001, pp. 245–273.

PEAT, M. *Functional Anatomy of the shoulder complex*. Physical Therapy, Vol. 66 No. 12, 1986, pp. 1855-1865.

SHERMAN, M.A., SETH, A., DELP, S.L. *What is a moment arm? Calculating muscle effectiveness in biomechanical models using generalized coordinates*. Proceedings of the 2013 ASME IDETC/CIE, 2013, Portland, Oregon, USA.

STEELE, K.M., TRESCH, M.C., PERREAULT, E.J. *The number and choice of muscles impact the results of muscle synergy analyses*. Frontiers in Computational Neuroscience, Vol 7, 2013, No. 105.

STÜBIG, T. *3D navigated implantation of the glenoid component in reversed shoulder arthroplasty. Feasibility and results in an anatomic study*. The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, Vol. 9, No. 4, 2013, pp. 480-485.

TERRIER, A., REIST, A., VOGEL, A., FARRON, A. *Effect of supraspinatus deficiency on humerus translation and glenohumeral contact force during abduction*. Clinical Biomechanics. Vol. 22, No. 6, 2007, p. 645-651.

THELEN, D.G., ANDERSON, F.C., DELP, S.L. *Generating dynamic simulations of movement using computed muscle control*. Journal of Biomechanics, Vol. 36, No. 3, 2003, pp. 321-328.

VEEGER, H.E., VAN DER HELM F.C. *Shoulder function: the perfect compromise between mobility and stability*. Journal of Biomechanics, Vol. 40, 2007, pp. 2119-29.

Pàgines web

<http://www.c-motion.com>

<http://orthoinfo.aaos.org> (American Academy Orthopaedic Surgeons)

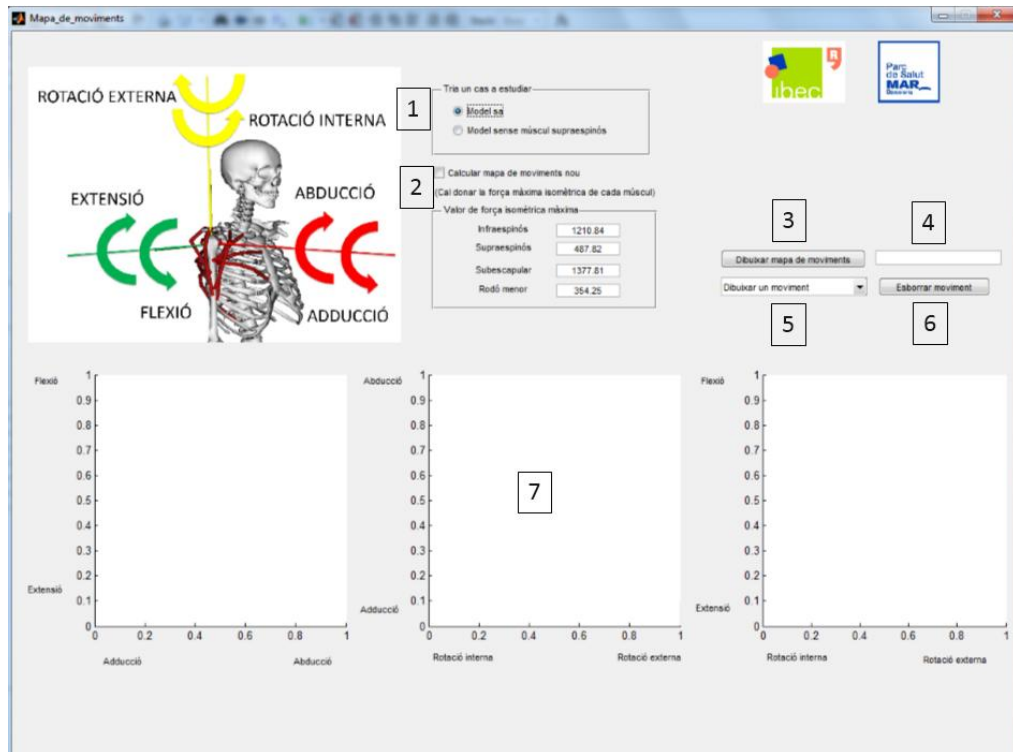
<http://simtk-confluence.stanford.edu>.

<http://opensim.stanford.edu>.

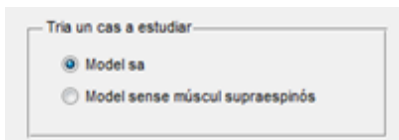
Annexos

A. Manual d'usuari

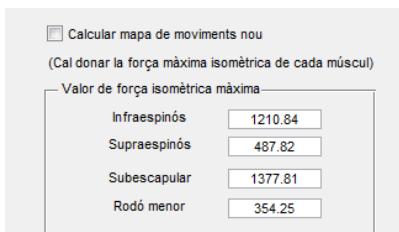
A.1. Interfície “Mapa de moviments”



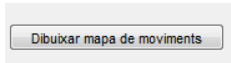
1. Selecció d'un model
2. Opció de calcular un mapa de moviments nou
3. Dibuixar mapa de moviments
4. Finestra d'avís del mapa de moviments
5. Dibuixar moviment
6. Esborrar moviment
7. Gràfiques



1. Selecció d'un model
Cal indicar si el cas que es vol estudiar és el cas de pacient sa o de pacient sense el múscul supraespinós.



2. Opció de calcular mapa de moviments nou
Si es vol estudiar un nou pacient, s'ha d'indicar marcant aquesta opció.
Cal donar el valor de la força màxima isomètrica de cada múscul del manegot de rotadors. Si alguna força no es modifica, es prendrà el valor per defecte. En el cas en que estigui marcada l'opció "Model sense múscul supraespinós", no cal donar cap valor de força per aquet múscul.



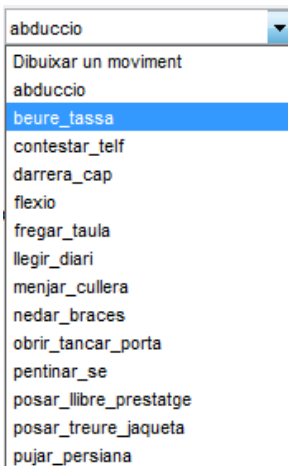
3. Dibuixar mapa de moviments

Representa gràficament (amb punts blaus) les posicions on algun múscul supera la seva força isomètrica màxima. Si l'opció "Calcular mapa de moviments nou" no està marcada, es representa el mapa de moviments per un model genèric. Segons si està marcada l'opció "Model sa" o "Model sense múscul supraespinós", el mapa de moviments representat és un o l'altre. Si l'opció "Calcular mapa de moviments nou" està marcada, es representa el mapa de moviments del pacient especificat amb els valors de la força màxima isomètrica de cada múscul del manegot de rotadors.



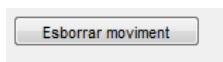
4. Finestra d'avís del mapa de moviments

En el cas en que estigui marcada l'opció "Calcular mapa de moviments nou", i s'hagi premut el botó "Dibuixar mapa de moviments", es mostra el missatge "Calculant..." a la finestra d'avís, mentre tenen lloc les diferents anàlisis. Un cop acabats tots els càlculs, la finestra mostra el missatge "Anàlisi finalitzada" i es representa gràficament el mapa de moviments.



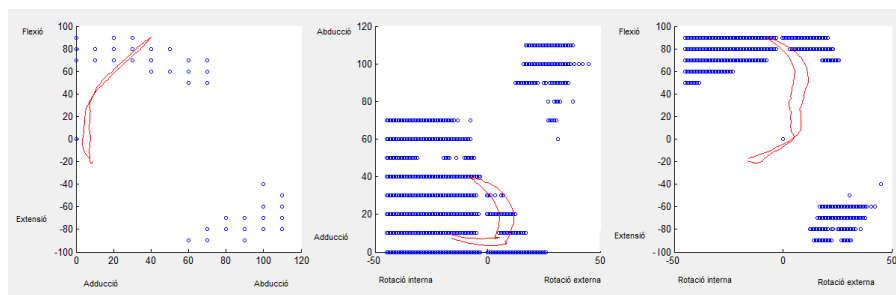
5. Dibuixar moviment

Representa gràficament (amb una línia vermella) sobre el mapa de moviments una de les activitats diàries que s'ofereixen. Permet determinar en quina mesura es veurà afectada una activitat quan es vulgui dur a terme. El fet de que la línia vermella creui el conjunt de punts blaus en les tres gràfiques, indica que aquesta activitat no es pot realitzar correctament. Es poden dibuixar tantes activitats com es vulguin, una darrera l'altra. Les activitats que s'inclouen són les indicades a la figura de l'esquerra.



6. Esborrar moviment

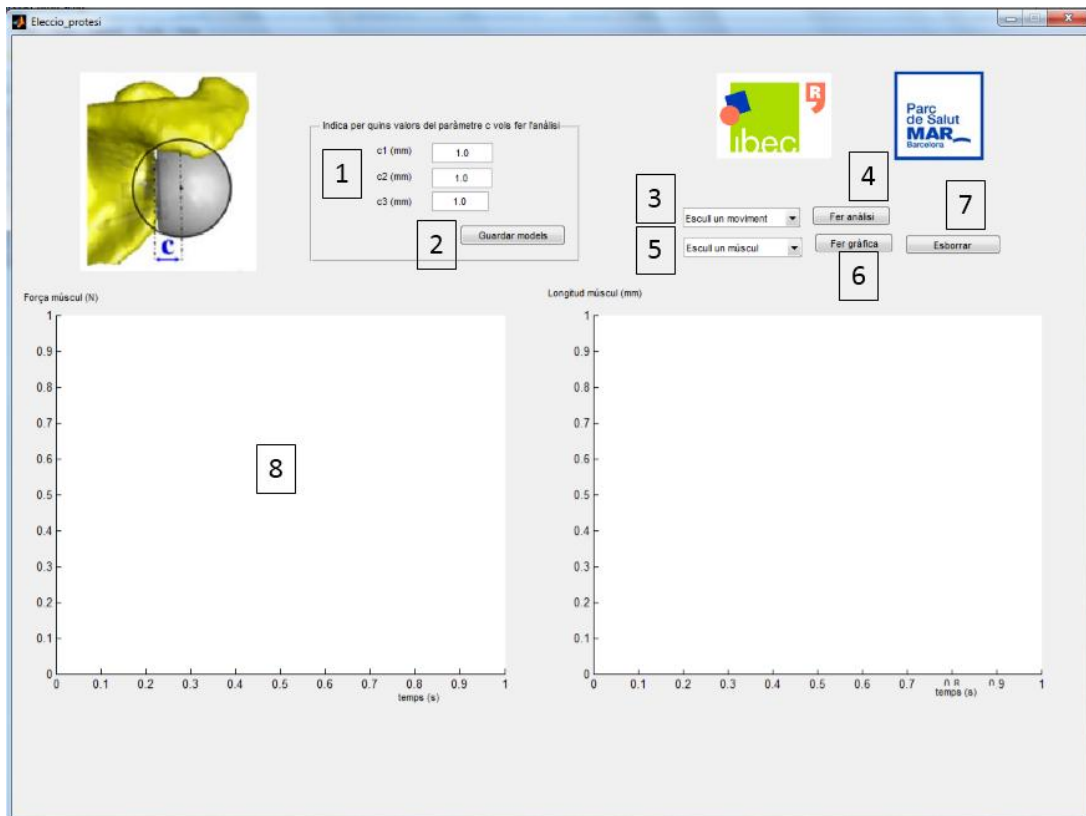
Eborra de la gràfica totes les activitats diàries dibuixades, mantenint el mapa de moviments.



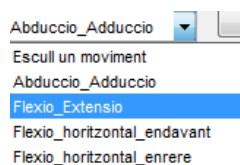
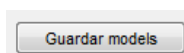
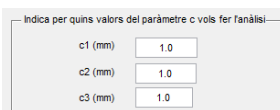
7. Gràfiques

Gràfiques on apareixen representats el mapa de moviments i les activitats de la vida diària. Els eixos corresponen a cadascuna de les tres rotacions possibles a l'espatlla.

A.2. Interfície “Elecció pròtesi”



1. Valors del paràmetre c
2. Guardar models
3. Escull un moviment
4. Fer anàlisi
5. Escull un múscul
6. Fer gràfica
7. Esborrar
8. Gràfiques



1. Valors del paràmetre c

S'ha d'indicar tres valors (en mm) de la lateralització del centre de l'esfera de la glena (tal com es pot veure a la figura de la interfície). Aquests valors són els que es compararan per determinar quin és el millor.

2. Guardar models

Genera tres models virtuals diferents, segons els valors del paràmetre c indicats.

3. Escull un moviment

S'ha d'escollir per quin moviment es vol fer l'anàlisi de força i longitud dels músculs. Els moviments possibles estan indicats a la figura de l'esquerra.

4. Fer anàlisi

Realitza l'anàlisi pel moviment indicat a (3) i segons els valors del paràmetre c indicats a (1)

Fer anàlisi

- Infraespinós
- Escull un múscul
- Infraespinós
- Supraespinós
- Subescapular
- Rodó menor

5. Escull un múscul

S'ha d'escollir quin és el múscul per el qual es vol veure la gràfica de força i longitud. Els músculs possibles a escollir es poden veure a la figura de l'esquerra.

6. Fer gràfica

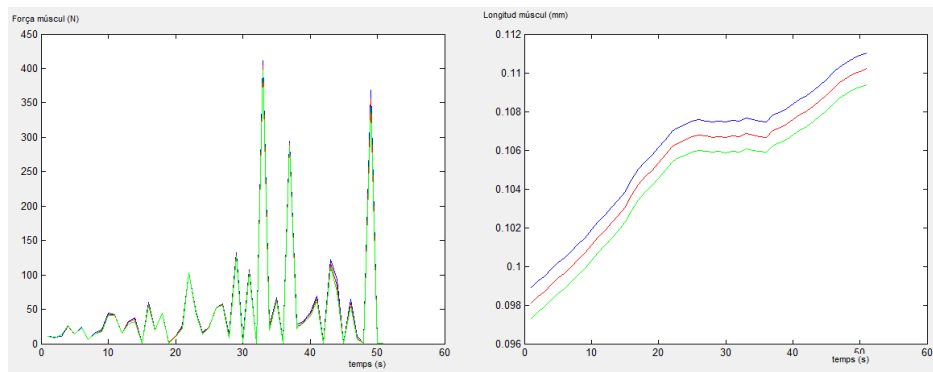
Representa gràficament la força (a l'esquerra) i la longitud (a la dreta) del múscul escollit a (5) al llarg del temps, segons el moviment escollit a (3). Es pot representar la força i la longitud de més d'un múscul, un darrera l'altre.

Fer gràfica

7. Esborrar

Permet esborrar tot el que hi ha representat a les gràfiques, per poder dibuixar una nova.

Esborrar



8. Gràfiques

La gràfica de l'esquerra correspon a la força (en N) del múscul indicat a (5) durant el moviment indicat a (3). La gràfica de la dreta correspon a la longitud (en mm) del mateix múscul, pel mateix moviment.

La línia blava correspon al model amb paràmetre c_1 , la vermella, al de c_2 , i la verda, al de c_3 .