



UNIVERSITAT JAUME I

U.P. TECNOLOGIA

Model Biomecànic de la mà orientat al disseny d'eines manuals

**Memòria de tesi doctoral per a l'obtenció
del grau de Doctor Enginyer Industrial**

Realitzada per: Ximo Sancho i Bru
Dirigida per: Dr. Antonio Pérez González
Dra. Margarita Vergara Monedero

CASTELLÓ, GENER DE 2000

Al meu germà

...

Dóna'm sa mà, amor,
mira que freda està;
dóna'm sa mà, amor,
freda de no estimar.

Vós, qui amb so mirar matau,
matau-me, sols que em mireu,
que m'estim més que em mateu
que viure si no em mirau.

Dóna'm sa mà, amor...

Jo mateixa no m'entenc
ni em pot entendre ningú:
dic que no et vull i vénc
sempre morint-me per tu.

...

Maria del Mar Bonet

Agraïments

És molta la gent que més o menys directament, més o menys conscientment, ha fet possible que aquest treball arribe finalment a la seua conclusió. No exagere si dic que em caldria un apèndix sencer per donar les gràcies a cadascun d'ells; intentaré ser breu.

He d'agrair a Antonio i Margarita, directors d'aquesta tesi, el recolzament i suport continu que m'han oferit, però sobretot la paciència que, com amics meus que són, han hagut de suportar durant tot aquest període d'incubació d'aquesta malaltia que és la '*tesitis*'.

També vull donar les gràcies a la meua família i a tots els meus amics m'han donat suport i ànims, però especialment a '*las Chicas Gallardo*' i a Manolo Salmerón que, a més a més, ha hagut de suportar la lectura d'aquesta tesi en un temps rècord per tal de corregir i aportar el seu punt de vista, i sobretot donar ànim.

Per suposat, tampoc puc oblidar la col.laboració de tots aquells que s'han prestat voluntaris per participar en distints assajos i mesures. La llista és llarga:

Nuria Aleixos, Gonçal Arnau, Loles Bovea, Gràcia Bruscas, Ramón Cabello, Manolo Contero, Pepe Creixach, Pepe Fuentes, Antonio Gallardo, Salvador Mondragón, Jorge Murria, Ximo Navarro, Antonio Pérez, Juan Permuy, José L. Porcar, Sara Romero, Manolo Salmerón, Roberto Sanchis, Julio Serrano, Margarita Vergara

Finalment, he d'agrair a l'entitat Bancaixa el finançament del projecte d'investigació on queda parcialment enmarcada aquesta tesi, així com el finançament de l'estada al *Gillis W. Long Hansen's Disease Centre*. Així mateix, m'agradaria manifestar la meua gratitud als membres i col.laboradors d'aquest Centre, en especial a David Giurintano i Anne Hollister.

Resum

En aquesta tesi es presenta un model biomecànic de la mà orientat al disseny d'eines manuals.

S'ha comprovat que una correcta adaptació del disseny de l'eina al treballador i a la tasca a realitzar (disseny ergonòmic) suposa una millora dels processos de producció i una reducció de les baixes laborals derivades de l'ús de les eines, i per tant un benefici per a la salut dels treballadors i per a la millora de les condicions de treball.

En l'actualitat l'avaluació i el disseny ergonòmic d'eines manuals es realitza únicament en base a una sèrie de recomanacions experimentals de vegades poc realistes o amb una avaluació pràctica insuficient.

En aquest sentit, es proposa com objectiu d'aquesta tesi el desenvolupament d'un model biomecànic de la mà amb la finalitat última d'ajudar en el procés de disseny d'eines manuals, des del punt de vista ergonòmic.

Després d'analitzar els models biomecànics existents a la literatura, i d'acord amb l'anatomia funcional de la mà i l'objectiu perseguit, s'ha desenvolupat un model biomecànic de la mà escalable que permet estimar la distribució d'esforços musculars durant la realització tant d'agarrades estàtiques com dinàmiques. El model permet, així mateix, predir màximes forces de prensió per als diferents tipus d'agarrada. L'escalabilitat del model permet analitzar diferents percentils i grups de població.

El model biomecànic desenvolupat ha estat convenientment validat quant a la predicció de màximes forces d'agarrada i a l'estimació d'esforços musculars, la qual cosa permet assegurar la bondat de les aproximacions considerades durant el procés del seu desenvolupament d'acord amb els objectius perseguits.

El model ha estat utilitzat amb una sèrie d'aplicacions senzilles orientades a investigar les seues possibilitats i limitacions. En particular el model pot utilitzar-se per estudiar l'espai disponible d'agarrada per a diferents grups de població, per estimar màximes forces d'agarrada, pot ajudar a triar la forma d'agarrada més idònia i per tant a definir la forma i zona d'agarrada, permet comparar la qualitat de dos dissenys diferents, i pot emprar-se per generar noves recomanacions de disseny.

Així mateix es presenta una classificació sistemàtica d'agarrades desenvolupada com pas previ a l'estudi i aplicació del model a l'agarrada d'eines manuals, així com una tècnica fotogramètrica desenvolupada per mesurar la postura sense entorpir el comportament normal dels subjectes en situacions reals d'ús de les eines.

Índex

1	Introducció	3
1.1	Antecedents	3
1.2	Objectius i pla de treball	5
1.3	Estructura de la tesi	7
2	Anatomia funcional de la mà humana	9
2.1	Terminologia usual	10
2.2	Anatomia musculo-esquelètica del polze	14
2.2.1	Articulacions del polze	15
2.2.1.1	Articulació metacarpocarpiana (MCC)	15
2.2.1.2	Articulació metacarpofalàngica (MCF)	19
2.2.1.3	Articulació interfalàngica (IF)	22
2.2.2	Músculs i tendons del polze	23
2.2.2.1	Abductor curt del polze (ACP)	23
2.2.2.2	Flexor curt del polze (FCP)	24
2.2.2.3	Oponent del polze (OP)	25
2.2.2.4	Adductor del polze (ADP)	25
2.2.2.5	Primer interossi dorsal (ID1)	26
2.2.2.6	Abductor llarg del polze (ALP)	27
2.2.2.7	Extensor curt del polze (ECP)	27
2.2.2.8	Flexor llarg del polze (FLP)	29
2.2.2.9	Extensor llarg del polze (ELP)	31
2.2.3	Conclusions	31
2.3	Anatomia musculo-esquelètica de la resta dels dits	33
2.3.1	Articulacions	34
2.3.1.1	Articulacions metacarpocarpianes (MCC)	34
2.3.1.2	Articulacions metacarpofalàngiques (MCF)	35
2.3.1.3	Articulacions interfalàngiques proximals (IFP)	39
2.3.1.4	Articulacions interfalàngiques distals (IFD)	41
2.3.2	Músculs i tendons dels dits 2^{on} - $5^{é}$	42
2.3.2.1	Flexor superficial (FS) i flexor profund (FP) dels dits	42
2.3.2.2	Extensor comú (EC)	46

2.3.2.3	Lumbrical (LU)	51
2.3.2.4	Interossis	52
2.3.2.5	Extensors propis de l'índex (EI) i del menovell (EM)	54
2.3.2.6	Músculs de la regió hipotenar: Flexor curt del menovell (FCM), Abductor del menovell (AM), Oponent del menovell (OPM)	55
2.3.3	Conclusions	56
3	Antecedents	59
3.1	Introducció	59
3.2	Models biomecànics	61
3.2.1	Plantejament general del problema	62
3.2.2	Cinemàtica de les articulacions	63
3.2.3	Modelització dels tendons	66
3.2.4	Equacions de restricció	76
3.2.5	Modelització muscular	77
3.2.6	Resolució del sistema d'equacions	83
3.3	Models Gràfics	87
3.4	Revisió de models existents a la literatura	91
3.5	Conclusions	108
4	Model biomecànic de la mà	111
4.1	Introducció	113
4.1.1	Problemes cinemàtics	114
4.1.2	Problemes dinàmics	115
4.1.3	Definició del problema	117
4.2	Model analític	118
4.2.1	Model cinemàtic	119
4.2.2	Model dinàmic	121
4.2.2.1	Modelització muscular	122
4.2.2.2	Modelització dels tendons	123
4.2.2.3	Modelització dels lligaments	125
4.3	Model matemàtic	126
4.3.1	Model cinemàtic	126
4.3.1.1	Definició dels sistemes de coordenades utilitzats	128
4.3.1.2	Matrius de transformació	130
4.3.2	Model dinàmic	132
4.3.2.1	Modelització muscular	133
4.3.2.2	Modelització dels tendons	135
4.3.2.3	Modelització dels lligaments	145
4.3.2.4	Equació del moviment	146
4.3.3	Resolució	154
4.3.4	Càlcul de les reaccions en les articulacions	156
4.3.5	Escalabilitat del model	158
4.4	Verificació	160

4.4.1	Força màxima d'agarrada amb el dit índex i activitats musculars. Validació	161
4.4.1.1	Objectius	161
4.4.1.2	Descripció de l'experiment	161
4.4.1.3	Simulació amb el model biomecànic	163
4.4.2	Força màxima d'agarrada amb el dit polze i activitats musculars. Validació	168
4.4.2.1	Objectius	168
4.4.2.2	Descripció de l'experiment	168
4.4.2.3	Simulació amb el model biomecànic	171
4.4.3	Simulació dinàmica de l'agarrada bidigital subterminal entre els dits índex i polze	174
4.4.3.1	Descripció de l'experiment	175
4.4.3.2	Resultats	177
4.4.3.3	Simulació amb el model biomecànic	182
4.4.4	Simulació dinàmica de l'agarrada bidigital subterminolateral entre els dits polze i índex	188
4.4.4.1	Descripció de l'experiment	188
4.4.4.2	Resultats	189
4.4.4.3	Simulació amb el model biomecànic	190
4.4.5	Simulació dinàmica de moviments d'abducció-adducció del dit índex	193
4.4.5.1	Moviments lliures d'abducció-adducció	193
4.4.5.2	Simulació de la rotació d'un disc	198
4.4.6	Moviments lliures de flexió-extensió del dit índex	201
4.4.6.1	Moviments de flexió-extensió lliure de totes les articulacions alhora	201
4.4.6.2	Moviments de flexió-extensió lliure de les articulacions IF mantenint la MCF	207
4.4.6.3	Moviments de flexió-extensió lliure de l'articulació MCF mantenint les articulacions IF	212
4.4.7	Verificació de la resta de dits	216
4.4.7.1	Agarrada subterminal amb tots els dits	216
4.4.7.2	Agarrada de potència palmar flexionada prismàtica	217
4.5	Conclusions	225
5	Aplicació del model al disseny d'eines manuals	229
5.1	Introducció	229
5.2	Formes d'agarrada	236
5.2.1	Classificació dels tipus d'agarrada	238
5.2.2	Eines manuals i formes d'agarrada	249
5.3	Aplicació del model a l'estudi de l'agarrada subterminal índex-polze	253
5.3.1	Objectiu	253
5.3.2	Desenvolupament	253
5.3.3	Tècnica fotogramètrica per mesurar la postura	255

5.3.3.1	Selecció dels marcadors	256
5.3.3.2	Definició dels sistemes de coordenades	257
5.3.3.3	Càlcul dels angles de rotació	258
5.3.3.4	Precisió i fiabilitat de la tècnica	259
5.3.4	Resultats	260
5.3.5	Reproducció amb el model	263
5.4	Aplicació del model a l'estudi del disseny del mànec de martells	264
5.4.1	Introducció	264
5.4.2	Aplicació del model a l'estudi de la gruixària òptima del mànec dels martells	267
5.4.3	Resultats	267
5.5	Aplicació del model a l'estudi del disseny d'alicates	272
5.5.1	Introducció	272
5.5.2	Aplicació del model a l'estudi de l'efecte de la distinta obertura dels mànecs de les alicates	275
5.5.3	Resultats	277
5.6	Conclusions	278
6	Conclusions i desenvolupaments futurs	283
6.1	Introducció	283
6.2	Conclusions	284
6.3	Desenvolupaments futurs	289
A	Diagrama de flux	293
B	Dades del model	299
C	Algoritme de minimització	309
D	Estudis de parametrització	315
E	Recopilació de recomanacions de disseny d'eines manuals	321
	Bibliografia	329

Abreviatures utilitzades

ACP	Abductor curt del polze
ADP	Adductor del polze
AFST	Àrea fisiològica de la secció transversal
ALP	Abductor llarg del polze
AM	Abductor del menovell
EC	Extensor comú
EC1	Extensor comú del dit índex
EC2	Extensor comú del dit medial
EC3	Extensor comú del dit anell
EC4	Extensor comú del dit menovell
ECP	Extensor curt del polze
EEP	Element elàstic en paral.lel
EES	Element elàstic en sèrie
EI	Extensor propi de l'índex
EIR	Eix instantani de rotació
EIC	Element contràctil
ELP	Extensor llarg del polze
EM	Extensor propi del menovell
FCM	Flexor curt del menovell
FCP	Flexor curt del polze
FLP	Flexor llarg del polze
FP	Flexor profund
FP1	Flexor profund del dit índex
FP2	Flexor profund del dit medial
FP3	Flexor profund del dit anell
FP4	Flexor profund del dit menovell
FS	Flexor superficial
FS1	Flexor superficial del dit índex
FS2	Flexor superficial del dit medial
FS3	Flexor superficial del dit anell
FS4	Flexor superficial del dit menovell

gdl	graus de llibertat
ID1	Primer interossi dorsal (sobre l'índex)
ID2	Segon interossi dorsal (sobre el medial)
ID3	Tercer interossi dorsal (sobre el medial)
ID4	Quart interossi dorsal (sobre l'anell)
IF	Interfalàngica
IFD	Interfalàngica distal
IFP	Interfalàngica proximal
IV	Interossi volar
IV1	Primer interossi volar (sobre l'índex)
IV2	Segon interossi volar (sobre l'anell)
IV3	Tercer interossi volar (sobre el menovell)
LDR	Lligament dorso-radial
LE	Conjunt extensor del dit índex (EC+EI)
LIM	Lligament intermetacarpia
LLC	Lligament lateral cubital
LOA	Lligament oblic anterior
LOP	Lligament oblic posterior
LU	Lumbrical
LU1	Lumbrical del dit índex
LU2	Lumbrical del dit medial
LU3	Lumbrical del dit anell
LU4	Lumbrical del dit menovell
MCC	Metacarpocarpiana
MCF	Metacarpofalàngica
OP	Oponent del polze
OPM	Oponent del menovell

Capítol 1

Introducció

1.1 Antecedents

La tesi que es presenta, *Model biomecànic de la mà orientat al disseny d'eines manuals*, s'enmarca dins del programa de doctorat *Disseny Avançat de Productes Industrials* del Departament de Tecnologia de la Universitat Jaume I de Castelló. Aquesta tesi s'inscriu en la línia de recerca *Avaluació ergonòmica del disseny d'eines manuals* oberta pel Grup de Biomecànica i Ergonomia d'aquesta Universitat, i és fruit de l'interès comú de les àrees d'Enginyeria Mecànica i d'Expressió Gràfica en l'Enginyeria pel disseny de productes.

El grup de Biomecànica i Ergonomia inicià la seua recerca en octubre de 1995 amb un projecte d'investigació subvencionat per l'entitat BANCAIXA, i amb títol: *Desenvolupament d'una metodologia per a l'anàlisi i avaluació del disseny ergonòmic d'eines manuals, i posterior realització d'un model biomecànic que simule el maneig de les eines*. L'objectiu d'aquest treball era doble: D'una banda, el desenvolupament d'una metodologia d'avaluació del disseny d'eines manuals i de les tècniques necessàries per a l'aplicació d'aquesta metodologia; d'altra banda, l'inici del desenvolupament d'un model de la mà, aplicable dins d'aquesta metodologia.

L'origen d'aquesta recerca radica en el creixent interès que fabricants i investigadors han mostrat al respecte del disseny de les eines manuals i de la seua forma d'ús, circumstància que es deu principalment a [Eklund i Freivalds, 1993]:

1. L'augment de problemes musculoesquelètics, especialment en treballadors amb tasques repetitives.
2. La introducció de noves tecnologies de producció i noves formes d'organització que duen associades un augment del contingut i del ritme de treball.
3. L'augment de la competència entre fabricants, que s'han esforçat en millorar la qualitat de les eines.

Malgrat la contínua automatització dels processos industrials, hui en dia encara cal utilitzar eines manuals per realitzar segons quines tasques. En aquest sentit,

cal assenyalar que els estudis epidemiològics han mostrat com l'ús d'eines manuals amb un disseny incorrecte, bé per al treballador que l'ha d'emprar o bé per a la tasca que s'ha de realitzar, es tradueix en un elevat risc de desenvolupament de *lesions musculo-esquelètiques de tipus acumulatiu*, com puguen ser la síndrome tunelcarpiana, la tendinitis o la tenosinovitis [Mital i Kilbom, 1992b]. A més, un mal disseny implica també una disminució del rendiment de l'usuari mentre realitza la tasca, amb el conseqüent augment del risc de patir algun tipus d'accident durant l'ús de les eines. Així doncs, des del punt de vista socio-econòmic és clara la importància d'una correcta adaptació del disseny de l'eina al treballador i a la tasca a realitzar, ja que suposa, d'una banda, una millora dels processos de producció i una reducció de les baixes laborals derivades de l'ús de les eines, i d'altra banda un benefici per a la salut dels treballadors i per a la millora de les condicions de treball.

L'adaptació de l'eina manual al treballador i a la tasca que s'ha de realitzar és l'objectiu del *disseny ergonòmic* d'eines manuals. La demanda d'una major qualitat i seguretat per part dels consumidors, unida als resultats d'alguns estudis que mostren que les eines manuals dissenyades ergonòmicament milloren la productivitat, han afavorit el fet que les eines dissenyades amb criteris ergonòmics siguin més competitives en el mercat actual.

Això no obstant, l'avaluació i el disseny ergonòmic d'eines manuals que es realitza en l'actualitat, sol dur-se a terme únicament en base a una sèrie de recomanacions experimentals sobre dimensions, forces màximes o postures preferibles. Aquestes recomanacions, però, són de vegades poc realistes o tenen una avaluació pràctica insuficient.

Alguns treballs han intentat introduir la utilització de models biomecànics de la mà en el camp del disseny d'eines manuals. Un *model biomecànic* és una representació matemàtica simplificada de la complexa realitat que és el cos humà; es tracta de realitzar una descripció de la mà com si d'un aparell mecànic es tractara, per poder obtenir resultats de l'aplicació de les lleis de la Mecànica. Això no obstant, els models que han estat proposats fins ara per ser utilitzats en el disseny d'eines manuals són models purament cinemàtics o gràfics, com els de Davidoff i Freivalds (1993) o el mateix model desenvolupat al treball d'investigació del grup de Biomecànica i Ergonomia esmentat abans. Es tracta de models que simulen la geometria externa de la mà i els seus moviments, i que permeten avaluar el disseny de les eines exclusivament d'acord amb aspectes geomètrics, com ara l'anàlisi de l'espai lliure en l'agarrada de l'eina, l'estudi de l'accessibilitat als controls de l'eina mantenint l'agarrada, etc. [Vergara i Pérez, 1996]. No s'han utilitzat, tanmateix, models biomecànics que tinguin en compte l'estructura interna de la mà i que permeten estimar els esforços interns involucrats durant l'ús de les eines manuals. Sí que existeixen, però, a la literatura models biomecànics de la mà, quasi tots parcials, que simulen la seua estructura interna (tendons-músculs) desenvolupats per estudiar disfuncions, o tasques molt específiques.

Els principals resultats del treball d'investigació que inicià la recerca del grup investigador es poden resumir en: (1) Desenvolupament d'una metodologia d'avaluació d'eines manuals, en base a la identificació de la problemàtica específica

de les distintes eines mitjançant un treball de camp realitzat sobre un total de 27 empreses de distints sectors, on es van passar un total de 293 enquestes a 70 treballadors i 155 eines diferents. (2) Recopilació de recomanacions de disseny existents a la literatura. (3) Desenvolupament d'un model gràfic, implementat amb el paquet de simulació de mecanismes ADAMS, que permet estudiar l'espai lliure, accessibilitat, etc.

Les principals conclusions d'aquest primer treball del grup investigador es poden resumir en la identificació de la importància i interès del problema d'una banda, i d'altra banda que el procés d'avaluació del disseny d'eines manuals requereix d'una gran quantitat d'assajos i tècniques de mesura molt específiques (cèl.lules de càrrega, EMG, goniometria, tècniques fotogramètriques, etc.), no a l'abast de qualsevol. D'aquestes conclusions surgeix la idea de la generació d'un model biomecànic que pugui substituir, almenys en part, aquestos assajos. Açò implica, bàsicament, la solució de dos problemes: (1) Predicció de la postura d'agarrada o seqüència de moviments durant la realització d'una tasca. (2) Estimació dels esforços musculars implicats, i predicció de la capacitat d'exercir força.

Aquestes són les bases per les quals el grup investigador es planteja un nou projecte d'investigació amb títol *Estudi i modelització dels mecanismes d'agarrada de precisió de la mà, orientat al disseny d'eines manuals*, també finançat per l'entitat BANCAIXA, i al qual s'incorpora el doctorand. Els objectius d'aquest projecte són, d'una banda la caracterització de les distintes agarrades de precisió, com primer pas abans de la generació d'un model de predicció de postures d'agarrada; i d'altra banda el desenvolupament d'un model biomecànic que permeti obtenir els nivells màxims de força d'agarrada, una vegada definida la forma d'agarrada i les zones de contacte mà-eina. El desenvolupament del model biomecànic ha estat la tasca desenvolupada pel doctorand dins d'aquest projecte d'investigació, juntament amb altres estudis de camp i assajos realitzats al respecte.

L'especificat del tema d'investigació i la falta de mitjans propis de la Universitat en aquest terreny propiciaren una estada de 5 mesos del doctorand al *Paul W. Brand Biomechanics Laboratory* del *Gillis W. Long Hansen's Disease Center*, també finançada per l'entitat BANCAIXA. Aquest és el centre nacional de tractament de la lepra als EUA, enfermetat que ocasiona importants malformacions de la mà, entre d'altres. Durant aquesta estada el doctorand col·laborà en la modelització biomecànica dels dits índex i polze, orientada al transplantament de tendons, alhora que va poder participar en un parell de disseccions del dit índex.

D'acord amb aquestos antecedents, al següent apartat es proposa el desenvolupament d'un model biomecànic de l'estructura interna de la mà orientat al disseny d'eines manuals, com objectiu d'aquesta tesi.

1.2 Objectius i pla de treball

Es proposa com objectiu principal d'aquesta tesi el desenvolupament d'un model biomecànic de la mà per ajudar en el procés d'avaluació del disseny d'eines manuals, que permeti estimar esforços musculars durant la realització de tasques, així

com predir els nivells màxims de força d'agarrada per a diferents postures o formes d'agarrada.

Per aconseguir aquest objectiu general es plantegen els següents objectius particulars:

1. Estudi dels mecanismes d'agarrada

S'estudiaran les diferents formes d'ús de les eines manuals, i s'identificaran els distints tipus d'agarrada emprats. Açò, juntament amb els defectes trobats pels usuaris de les eines fruit del treball de camp del projecte d'investigació anterior, servirà per identificar la problemàtica específica del disseny de cada eina en particular.

2. Desenvolupament i verificació del model biomecànic

- (a) Es desenvoluparà un model biomecànic que modelitzi l'estructura interna de la mà a partir dels models existents a la literatura, i que haurà d'acomplir els següents objectius per al seu ús en el disseny d'eines manuals:
 - i. El model ha de ser capaç d'avaluar el disseny d'eines manuals mitjançant la simulació de la seua utilització.
 - ii. Ha de permetre estudiar l'efecte de la utilització de l'eina per distints percentils i grups de població.
 - iii. Ha d'ajudar a definir les zones d'agarrada i la seua disposició, les quals defineixen la forma d'agarrada amb què s'emprarà l'eina, de forma que el seu disseny siga el més eficient possible.
- (b) El model desenvolupat haurà de ser verificat en relació als objectius perseguits:
 - i. D'una banda es verificarà la validesa del model per predir esforços màxims.
 - ii. I d'altra banda es verificarà la validesa del model per estimar els esforços musculars durant la realització de distintes tasques.

3. Comprovació de la validesa del model per al disseny d'eines manuals mitjançant la seua aplicació

El model haurà de ser aplicat a l'estudi del disseny d'alguna eina concreta, tenint en compte la problemàtica específica de l'eina, per tal de comprovar la seua utilitat, alhora que identificar les seues possibilitats per proposar criteris generals de disseny o millores d'un disseny concret.

Atesa la complexitat del sistema a estudiar, cal assenyalar que durant el desenvolupament del model es perseguirà en tot moment produir un model el més simple possible que acompleixa amb els requisits, per tal que el cost computacional final no siga massa elevat. A més, atesa la complexitat de la modelització de la canella, l'abast de la recerca es limitarà únicament a l'estudi i modelització dels elements

de la mà distals a aquesta articulació. La modelització de la canella es deixa per a un desenvolupament futur, en cas que es mostre la utilitat del model.

Per assolir els objectius proposats, la tesi s'ha desenvolupat segons el següent pla de treball, presentat cronològicament:

1. Recerca bibliogràfica I: Identificació de la problemàtica específica derivada de l'ús de les eines manuals.
2. Estudi de camp per identificar les formes d'agarrada emprades durant l'ús de les eines manuals.
3. Recerca bibliogràfica II: Estat actual al voltant de la modelització biomecànica.
4. Formulació d'especificacions que ha d'acomplir el model, a partir dels objectius perseguits.
5. Desenvolupament del model biomecànic, en base a les especificacions triades, i d'acord amb la revisió bibliogràfica.
6. Verificació del model utilitzant les dades existents a la bibliografia.
7. Realització d'assajos per completar la verificació del model.
8. Verificació del model amb els assajos realitzats.
9. Aplicació del model a l'estudi del disseny d'eines concretes.
10. Redacció de la tesi.

1.3 Estructura de la tesi

El contingut d'aquesta tesi s'ha organitzat en 6 capítols, a banda de la bibliografia i 5 apèndixs:

- *Capítol 1: Introducció.* Exposició dels antecedents i objectius de la tesi.
- *Capítol 2: Anatomia funcional de la mà humana.* Descripció anatòmica de la mà i del funcionament dels distints elements que la componen.
- *Capítol 3: Antecedents.* Revisió de l'estat actual quant a la modelització biomecànica de la mà.
- *Capítol 4: Model biomecànic de la mà.* Presentació i formulació del model biomecànic proposat. Verificació del model.
- *Capítol 5: Aplicació del model al disseny d'eines manuals.* Estudi d'aplicació del model al disseny d'eines concretes. Descripció de la tècnica fotogramètrica desenvolupada per mesurar la postura de la mà.

- *Capítol 6: Conclusions i desenvolupaments futurs.* Establiment de les conclusions de la tesi. Anàlisi de treballs futurs.
- *Bibliografia*
- *Apèndixs:* Diagrama de flux del programa desenvolupat per modelar la mà. Llistat de dades emprades en el model. Descripció de l'algoritme de minimització emprat per resoldre el problema. Descripció de l'estudi de parametrització de la gruixària dels segments ossis que componen la mà. Recopilació de recomanacions de disseny d'eines manuals.

Capítol 2

Anatomia funcional de la mà humana

La configuració de la mà representa l'element diferenciador més destacat de l'aparell locomotor humà respecte de la resta d'espècies del regne animal [Imaeda, 1992]. La mà humana està adaptada per abastar i agarrar, posseeix alhora una àmplia capacitat per a activitats no prensils, tals com empènyer i manipular objectes sense agarrar-los, donar cops i sostenir el tronc en posicions inclinades, i també pot ser utilitzada com una arma en forma de puny. Però són les activitats prensils les que han permès a l'home desenvolupar la major habilitat. Es pot considerar, doncs, com una *eina universal*. Al contrari que ocorre amb la resta dels mamífers, la mà humana no s'ha especialitzat, la qual cosa li confereix la versatilitat abans esmentada. Aquesta *no especialització* és possible a causa de l'aptitud de l'home per fabricar eines amb les quals poder realitzar tasques específiques.

El control dels moviments de la mà es realitza bàsicament per l'acció de dos sistemes de músculs i tendons. Obrir la mà és possible, principalment, gràcies a l'acció dels músculs extensors *extrínscics* (aquells situats a l'avantbraç), encara que també intervenen els músculs *intrínscics* de la mà (músculs menuts situats completament dins de la mà). D'altra banda, tancar la mà es realitza per l'acció dels músculs flexors *extrínscics*, però també en aquest cas hi ha certa intervenció dels músculs *intrínscics* de la mà [Fischer, 1969].

En línies generals es pot afirmar que el sistema de músculs *extrínscics* és el que possibilita realitzar les accions on predominen la potència i la velocitat, mentre que els *intrínscics* proporcionen la capacitat de control dels moviments per poder realitzar activitats de precisió.

Els moviments de la mà són interdependents entre ells. El polze funciona com una unitat separada de la resta de dits, dels quals, l'índex és l'únic que posseeix certa independència, mentre que la resta tendeixen a moure's de manera coordinada, flexionant o extenent les articulacions de cada dit segons una seqüència pre-determinada. La raó d'aquesta limitació quant a la independència de moviments

radica, d'una banda, en que els tendons dels músculs creuen distintes articulacions, actuant sobre cadascuna d'elles; i d'altra banda, en les connexions fibroses existents entre els tendons, o entre els tendons i altres estructures, com puguen ser els ossos [Brand i Hollister, 1992].

Cal assenyalar que la posició i control de la canella influeix de manera decisiva en els moviments dels dits, i que per tant, qualsevol estudi que aille la mà respecte de la canella només pot proporcionar una aproximació al moviment dels dits [Fischer, 1969].

L'anatomia musculo-esquelètica pot subdividir-se en tres apartats: els ossos, els músculs i tendons, i els lligaments. Un *múscul* és un òrgan que mitjançant la seua contracció és capaç de transmetre una força de tracció al seu tendó, produint d'eixa forma un moment sobre les articulacions travessades. Un *tendó* es una corda fibrosa en la qual finalitzen les fibres dels músculs, i que serveix d'unió entre els músculs i els ossos o altres estructures. Un *lligament* és qualsevol banda fibrosa, d'elevada resistència, que connecta els ossos, bé directament, o bé mitjançant la seua unió a un tendó, i que per tant, limita els seus moviments.

Per desenvolupar un model matemàtic simplificat de la mà que siga capaç de reproduir el seu comportament cal entendre les funcions de cadascun dels seus components. És per això que en aquest capítol es presenta la descripció musculo-esquelètica de la mà. En aquesta descripció l'anatomia funcional del polze es realitza de forma separada a la de la resta dels dits, degut a les marcades diferències que presenta. La descripció dels dits que componen la mà es subdivideix en dos apartats: Un referent a la descripció de les articulacions i els moviments que permeten o restringeixen (bàsicament a causa de la geometria de les superfícies articulars i als lligaments), i d'altra banda un altre descrivint els músculs i tendons, com elements actuadors sobre el sistema mecànic que és la mà i que produeixen el seu moviment alhora que possibiliten la seua funció com element de prensió. Abans, però, i degut a que la terminologia emprada per descriure l'anatomia musculo-esquelètica de la mà és molt específica, és convenient començar aquest capítol definint alguns dels termes més emprats.

2.1 Terminologia usual

De tots són sobradament coneguts els termes utilitzats per identificar les distintes parts de la mà des del punt de vista extern. Es tracta dels cinc dits (*polze, índex, medial, anell i menovell*) i de la *palma* de la mà, on se solen diferenciar les dues protuberàncies que presenta amb els noms d'*eminència tenar* i *eminència hipotenar* (Fig. 2.1).

La mà presenta un gran nombre d'ossos, que se solen agrupar en tres unitats: d'una banda els ossos que formen els dits, anomenats *falanges*, que són els que disposen de major mobilitat; d'altra els ossos que formen la palma de la mà, amb una mobilitat molt reduïda, i que en conjunt es sol anomenar *metacarp*; i per últim els ossos que formen la canella, que pràcticament no presenten moviment relatiu entre ells i que en conjunt s'anomena *carp*. A la figura 2.2 es presenten els noms

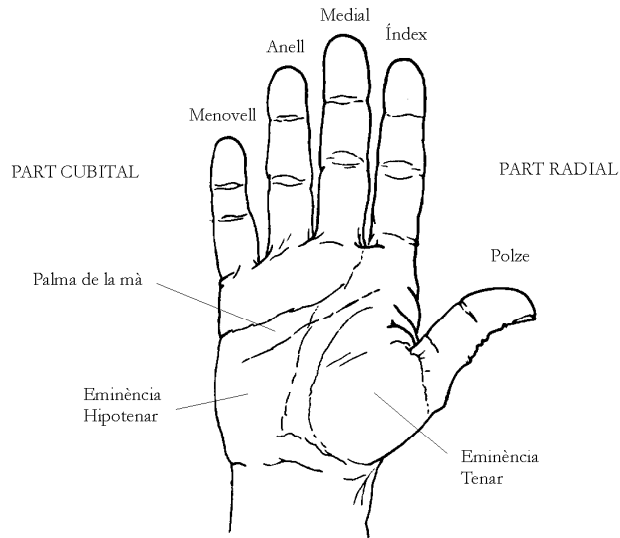


Figura 2.1: Parts de la mà.

de tots aquests segments ossis que componen l'esquelet de la mà, així com de les unions entre ells.

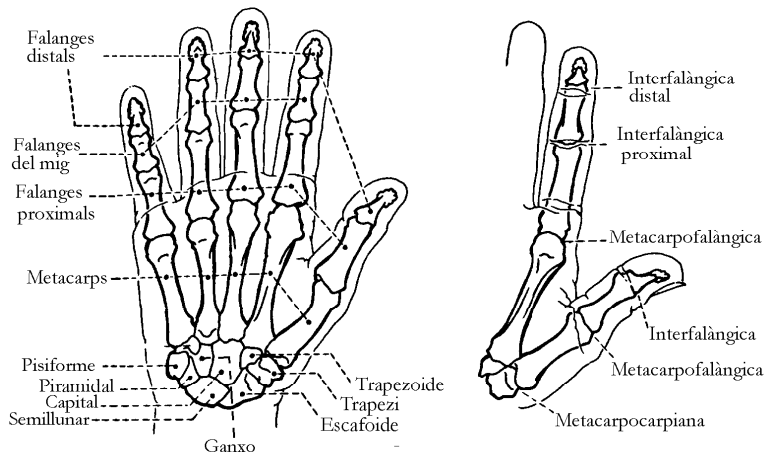


Figura 2.2: Ossos i articulacions de la mà.

L'anatomia esquelètica de la mà també se sol considerar dividida en cinc cadenes esquelètiques, corresponents a cadascun dels dits, a més del carp. Cadascuna d'aquestes cadenes esquelètiques es sol anomenar *raig*. D'aquesta manera, els ossos que hi ha a la mà es subdivideixen en 5 rajos. Els rajos corresponents als dits índex, medial, anell i menovell estan compostats per quatre elements esquelètics

(un metacarpí i tres falanges), en contraposició del raig del polze que només en té tres (un metacarpí i dues falanges). Generalment, per diferenciar entre els ossos metacarpians o falanges es sol emprar una numeració que comença pel dit polze, i que avança cap al dit menovell. Per tant, l'os metacarpí del dit índex és el número 2, la falange proximal del dit anular és la 4, etc.

La terminologia habitual per identificar la posició relativa dels elements que componen la mà, segons les tres direccions espacials, queda reflectida a la figura 2.3. De vegades, però, s'utilitzen altres termes, com ara *volar* en lloc de palmar, o els termes *anterior/posterior* com sinònims de volar/dorsal. Ocasionalment també s'empren els termes *lateral/medial* segons l'element mantinga una posició més llunyana o més pròxima respecte de l'eix longitudinal de la mà (usualment definida pel dit medial).

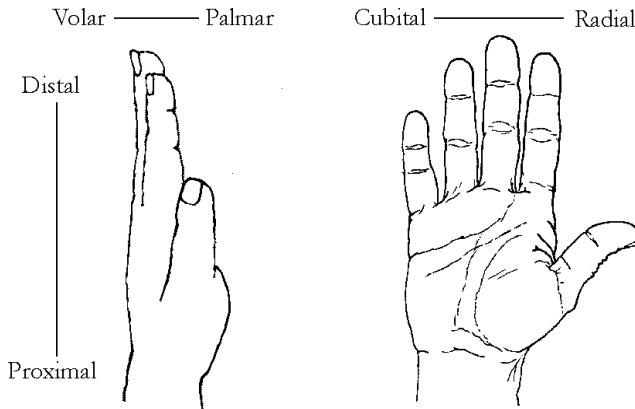
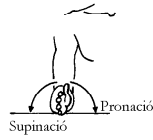


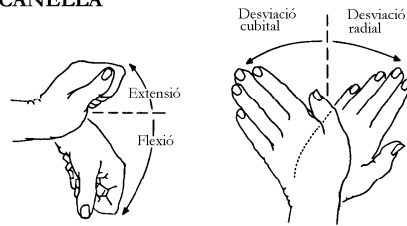
Figura 2.3: Nomenclatura utilitzada per descriure les posicions relatives en les tres direccions espacials.

Ben específica també és la nomenclatura utilitzada per descriure els distints moviments que pot realitzar la mà. Les figures 2.4 i 2.5 descriuen gràficament aquestos termes.

AVANTBRAÇ



CANELLA



DITS

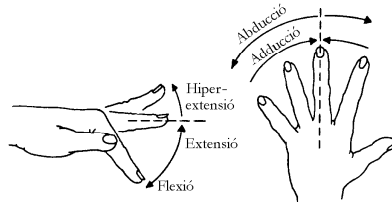


Figura 2.4: Moviments de l'avantbraç, la canella i els dits.

POLZE

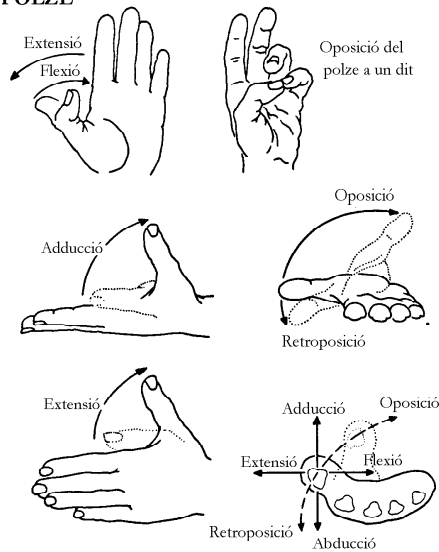


Figura 2.5: Moviments del dit polze.

2.2 Anatomia musculo-esquelètica del polze

El polze és l'element que li confereix a la mà un caràcter diferenciador respecte dels seus predecessors en la cadena evolutiva [Imaeda, 1992]. El dit polze forma una entitat totalment separada de la resta dels dits, sense la qual una gran part de les funcions de la mà es perdrien. La mobilitat i la força del polze li permeten efectuar des d'activitats de gran precisió (és fonamental per realitzar l'agarrada tipus pinça amb qualsevol dels dits) fins a moviments amplis i vigorosos (és també essencial per realitzar agarrades de potència). La clau radica en la seua particular posició i acció respecte de la resta dels dits, estant articulat en una posició més proximal respecte de la canella.

Tot açò és degut a l'especial disposició dels ossos que formen la seua cadena esquelètica, la mobilitat del primer metacarpità, i a la potent musculatura intrínseca que controla els moviments [Tubiana, 1981]. La característica principal és la seua capacitat per realitzar l'anomenat moviment d'*oposició*. És a dir, la possibilitat de posar en contacte un punt de la polpa del dit polze amb un punt similar de la polpa de qualsevol altre dit (Fig. 2.6).

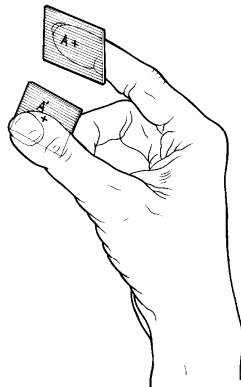


Figura 2.6: Moviment d'oposició del polze [Kapandji, 1981a].

La cadena esquelètica del dit polze comença amb els ossos escafoide i trapezi del carp, seguits pel primer metacarpità, la falange proximal i la falange distal (Fig. 2.7). Cal assenyalar l'existència únicament de dos falanges, en contraposició a la resta dels dits que en posseeixen tres, i la seua articulació respecte de la mà en una posició molt més proximal que la resta dels dits.

Les unions entre els ossos que formen el polze solen rebre els següents noms, començant per l'articulació entre el carp (canella) i l'os metacarpità, i avançant en sentint distal: metacarpocarpiana (MCC), metacarpofalàngica (MCF) i interfalàngica (IF). Cal assenyalar que hi ha molt poca mobilitat entre el trapezi i la resta d'ossos que formen el carp, de manera que el carp es pot considerar com una única entitat.

És convenient clarificar els termes emprats per definir els moviments del polze. La terminologia és confusa i variable segons autors. La *flexió-extensió* sol referir-se

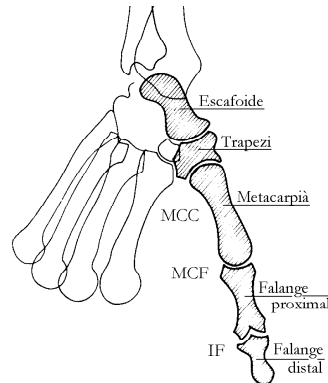


Figura 2.7: Cadena esquelètica del polze [Kapandji, 1981a].

als recorreguts que es realitzen en el mateix plànol de la palma de la mà: la flexió correspon a apropar el polze a l'índex, i l'extensió a allunyar-lo. Els moviments d'*abducció-adducció* es refereixen a recorreguts segons un plànol perpendicular a la palma: l'adducció correspon a elevar el dit, i l'abducció al moviment de sentit contrari. La *pronació* correspon a una rotació al voltant de l'eix longitudinal del polze, de manera que la polpa del polze mira cap a la polpa de la resta dels dits, i la *supinació* seria el moviment en sentit contrari. Però cal tenir en compte que els moviments així definits no corresponen amb els moviments purs que ocorren a l'articulació MCC [Kapandji, 1981a]. El moviment d'*oposició* és un moviment combinat de flexió, abducció i pronació, que com ja s'ha esmentat abans, permet posar en contacte un punt de la polpa del dit polze amb un punt similar de la polpa de qualsevol altre dit. El moviment en sentit contrari és el que es defineix com *retroposició*.

2.2.1 Articulacions del polze

2.2.1.1 Articulació metacarpocarpiana (MCC)

L'articulació metacarpocarpiana correspon a la unió entre la base del primer metacarpí amb el trapezi. Es troba a la base de la columna mòbil del polze i desenvolupa una funció decisiva en controlar la seua orientació en el mecanisme d'oposició. Habitualment aquesta articulació es descriu com una *sella de muntar*, per la forma de les superfícies articulars, si bé resulta més precisa la descripció com dues selles de muntar oposades, amb eixos longitudinals perpendiculars (Fig. 2.8).

La superfície articular de cada os és convexa en un sentit, i còncava en l'altre, de tal forma que l'enfrontament d'aquestes superfícies resulta en la possibilitat de moviments de flexió-extensió i d'abducció-adducció [Barmakian, 1992].

La *càpsula articular* és suficientment laxa com per permetre certa rotació, però també posseeix una sèrie de lligaments que la reforcen i li proporcionen estabilitat, dos funcions aparentment oposades. Aquests lligaments condueixen el moviment,

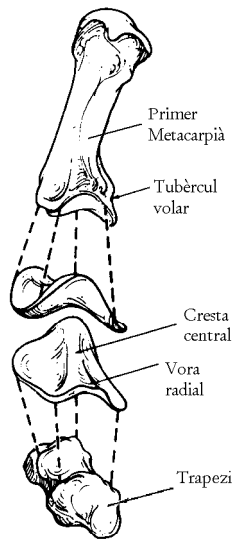


Figura 2.8: Esquematzació de les dues selles de muntar que componen l'articulació MCC del polze [Cooney *et al*, 1981].

ahora que assegurin, segons el grau de tensió, l'estabilitat de l'articulació.

Es poden diferenciar cinc grups de lligaments sobre aquesta articulació, cadascun dels quals proporciona restriccions al moviment del polze, però mantenint en tot moment l'estabilitat [Imaeda, 1992], com es pot apreciar a la figura 2.9: 1) El *lligament oblic anterior (LOA)* reforça la cara anterior de la càpsula. Té el seu origen en el tubèrcul volar del trapeci, i inserta en el vessant volar del tubèrcul del metacarpí del polze. Està en tensió durant l'extensió, l'abducció i la pronació. 2) El *lligament oblic posterior (LOP)* serveix de reforç posterior. Té el seu origen en la superfície cubital dorsal del trapeci, i inserta sobre el tubèrcul cubital dorsal de la base del primer metacarpí. Limita la flexió, l'oposició i la pronació. 3) El *lligament dorso-radial (LDR)* té forma de ventall, amb origen en el tubèrcul radial dorsal del trapeci, i insertant sobre la vora radial dorsal del primer metacarpí. Restringeix la supinació i l'adducció. 4) El *lligament intermetacarpí (LIM)* té el seu origen en la base del segon metacarpí, i inserta en el tubèrcul cubital volar del metacarpí del polze. Restringeix l'abducció, l'oposició i la supinació 5) Finalment, el *lligament lateral cubital (LLC)* s'uneix al lligament intermetacarpí, prevenint la subluxació lateral del primer metacarpí sobre el trapeci, controlant les càrregues rotacionals.

A més dels lligaments, els tendons que creuen aquesta articulació contribueixen a la seua estabilitat [Barmakian, 1992]: l'*abductor llarg del polze (ALP)* reforça la càpsula dorsal mitjançant la seua inserció sobre el primer metacarpí; el *flexor llarg del polze (FLP)*, *flexor curt del polze (FCP)*, *abductor curt del polze (ACP)* i *oponent del polze (OP)* proporcionen suport radial i volar; i l'*extensor llarg del polze (ELP)*, *extensor curt del polze (ECP)* i *adductor del polze (ADP)* proporcionen suport cubital i dorsal addicional.

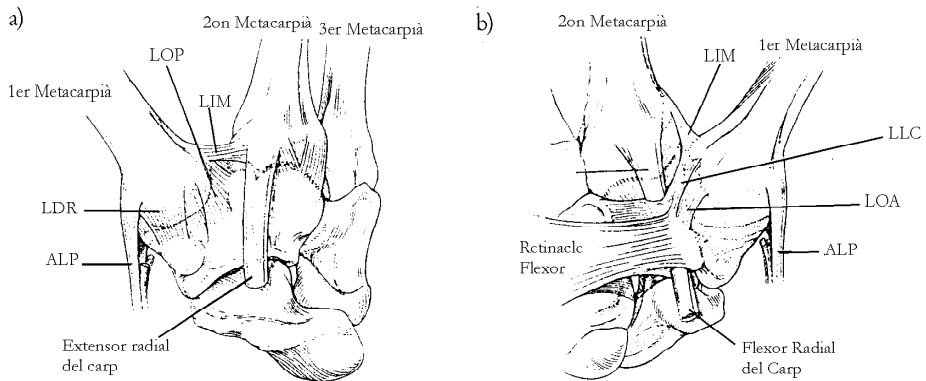


Figura 2.9: Esquematzació dels lligaments sobre l'articulació MCC del polze [Imaeda, 1992]: a) Vista dorsal; b) Vista palmar.

Els moviments depenen de la configuració de les superfícies articulars en contacte, que canvia amb les diferents posicions de l'articulació. Amb flexió i adducció completes, les superfícies articulars es troben en contacte íntim, de manera que la mobilitat està severament restringida, mentre que amb extensió i abducció completes la superfície de contacte és molt menuda, permetint gran mobilitat.

La situació dels eixos articulars sobre aquesta articulació ha estat objecte de nombrosos estudis. Basant-se en la forma de les superfícies articulars, es va proposar inicialment que els moviments es realitzaven al voltant de dos eixos, perpendiculars entre si i respecte de la diàfisi del primer metacarpia, contemplant per tant únicament moviments de flexió-extensió i abducció-adducció. Aquest model no explicava les components de moviment de pronació observades experimentalment, de manera que alguns autors [Kapandji, 1981a] van suggerir l'existència d'un tercer eix de rotació per permetre els recorreguts de pronació-supinació. Això no obstant, altres autors [Cooney *et al*, 1981] assenyalen que malgrat que el moviment es realitza segons els tres plànols anatòmics, aquesta articulació només posseeix dos graus de llibertat, ja que per a cada posició de flexió-extensió i abducció-adducció, la component de pronació és fixa. El coneixement de dues de les variables de posició defineix la tercera. Aquests dos eixos proposats per Cooney han estat determinats experimentalment utilitzant especimens humans [Hollister *et al*, 1992], comprovant que ni són perpendiculars entre si, ni respecte a la diàfisi del primer metacarpia (Fig. 2.10, Fig. 2.11). L'eix de flexió-extensió roman fixe respecte del trapezi, mentre que el d'abducció-adducció ho fa respecte del primer metacarpia (Fig. 2.12).

La flexió-extensió té una amplitud que oscil·la entre els 40° i 50°. El moviment de flexió duu associada una certa component de pronació del primer metacarpia, mentre que l'extensió en duu de supinació. L'abducció-adducció té una amplitud de 80°.

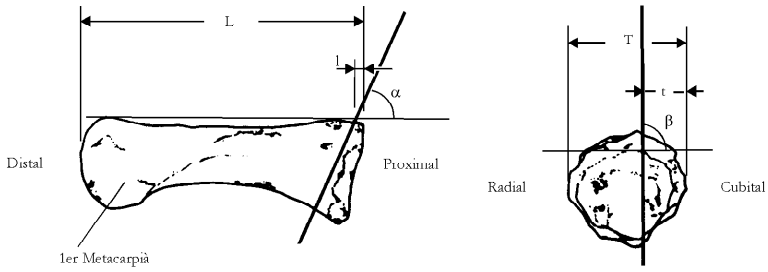


Figura 2.10: Orientació de l'eix d'abducció-adducció sobre l'articulació MCC del polze. $t/T = 59.5 \pm 14.3\%$, $l/L = 12.5 \pm 6.2\%$, $\alpha = 83.6 \pm 14.2^\circ$, $\beta = 78.3 \pm 12.9^\circ$ [Hollister *et al*, 1995].

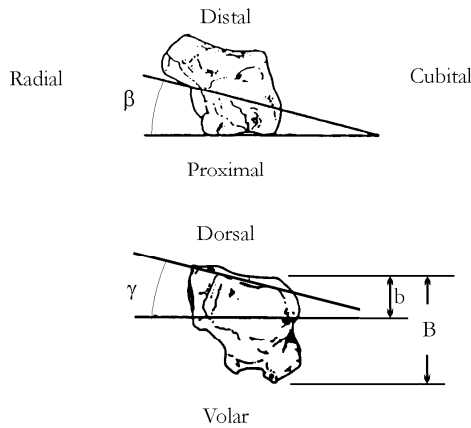


Figura 2.11: Orientació de l'eix de flexió-extensió sobre l'articulació MCC del polze. $b/B = 36 \pm 13.6\%$, $\gamma = 14.7 \pm 9.0^\circ$, $\beta = 8.4 \pm 4.7^\circ$ [Hollister *et al*, 1995].

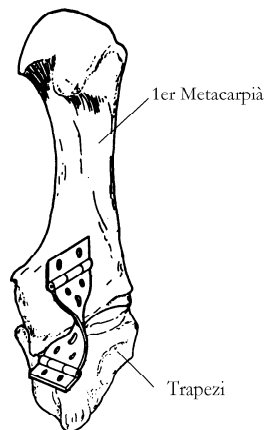


Figura 2.12: Equivalent mecànic de la unió MCC del polze [Hollister *et al*, 1992].

2.2.1.2 Articulació metacarpofalàngica (MCF)

L'articulació MCF del polze és una articulació *condília* (moviment en diversos plànols), que permet moviments de flexió-extensió i d'abducció-adducció, de igual manera que ho fan les juntes MCF dels dits 2^{on}-5^é. Les superfícies articulars òssies estan constituïdes pel cap del primer metacarpità i la base de la falange proximal (Fig. 2.13).

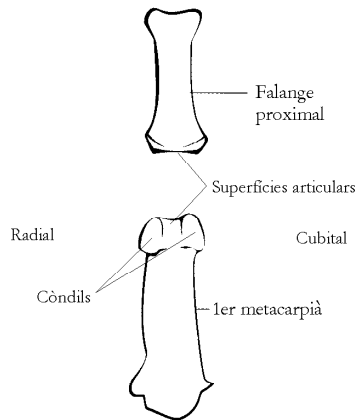


Figura 2.13: Representació de les superfícies articulars de l'articulació MCF del polze [Comín *et al.*, 1998].

La superfície del cap del metacarpità és una superfície cònca, amb secció transversal més quadrada i menys esfèrica que la dels caps de la resta dels dits, de manera que, com es veurà més endavant, els moviments d'abducció-adducció es veuen restringits en gran mesura. Presenta dos tubèrculs articulars (còndils) en la part palmar. El còndil cubital és més prominent que el radial, la qual cosa es tradueix en una lleugera component de pronació que acompanya a la flexió d'aquesta articulació [Barmakian, 1992]. La base de la falange proximal del polze presenta una superfície convexa que acobla amb la concavitat de la superfície del cap del metacarpità. La superfície articular de la base de la falange proximal està augmentada per la presència del *fibrocartílag glenoide* o *placa volar* (Fig. 2.14).

La *càpsula articular* és laxa, envolta l'articulació i la seua inserció dorsal és més proximal als margens articulars que la palmar. La cara posterior és molt prima, mentre que a la part volar presenta el fibrocartílag glenoide. La placa volar està fermament connectada a la base de la falange proximal. En aquesta zona (aproximadament els dos terços més distals) la placa volar és especialment resistent, estant composta per fibrocartílag, mentre que el terç proximal restant és de teixit membranós, que acaba connectant amb el metacarpità en la vessant palmar. La laxitud capsular possibilita l'existència de dos fons de sac, un anterior i un altre posterior (Fig. 2.14). La zona fibrocartilaginosa de la càpsula articular conté els *ossos sesamoides*, un radial i un altre cubital, estant el radial un poc més gran que el cubital. La funció d'aquests ossos és la de servir de punt d'inserció per als

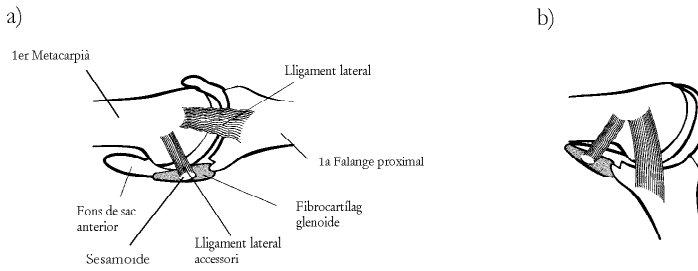


Figura 2.14: Disposició dels lligaments sobre l'articulació MCF del polze per a les posicions d'extensió (a) i de flexió (b) [Comín *et al*, 1998].

músculs intrínsecs del polze, augmentant l'avantatge mecànic d'aquests músculs en augmentar els seus braços de palanca [Barmakian, 1992]. Aquests ossos es mouen juntament amb la falange proximal durant la flexió-extensió, articulant en tot moment amb els tubèrculs palmars del cap del primer metacarpia. Els ossos sesamoides estan connectats per una banda fibrosa, formant un túnel per al pas del tendó del flexor llarg del polze. La placa volar està addicionalment reforçada per la inserció dels músculs intrínsecs del polze sobre els sesamoides.

La càpsula articular està reforçada pels lligaments laterals i laterals accessoris, tant en la cara radial com en la cubital. Els *ligaments laterals* tenen el seu origen sobre els vessants radial i cubital del cap del primer metacarpia, creuant l'articulació en direcció palmar per insertar sobre els tubèrculs de la base de la falange proximal. El lligament cubital és més potent que el radial, i s'oposa a l'abducció. Els lligaments laterals es tensionen durant la flexió de l'articulació, i romanen laxos en extensió, de manera que els moviments d'abducció-adducció es veuen limitats durant la flexió. L'origen dels *ligaments laterals accessoris* és més superficial i palmar que el dels anteriors, i acaben insertant sobre els costats de la placa volar i dels ossos sesamoides. El seu comportament és contrari als lligaments laterals, és a dir, es tensionen durant l'extensió, i estan relaxats en flexió.

L'estabilitat d'aquesta articulació és primordial per poder realitzar tant agarrades de precisió com de potència. Aquesta estabilitat és afavorida per la configuració dels elements ossis, pel complexe capsulo-lligamentós i per factors musculars. El lligament lateral cubital és més curt i es tensa abans que el radial, la qual cosa condiciona un desplaçament més limitat de la base de la falange sobre la vora cubital del cap del metacarpia. Durant l'extensió els lligaments laterals estan relaxats, però el fibrocartílag glenoide i els lligaments laterals accessoris es tensen, impeding la rotació i els desplaçaments laterals. Durant la flexió ocorre el contrari, estant els lligaments laterals en màxima tensió, i la resta relaxats. En semi-flexió els dos sistemes de contenció estan en part relaxats, la qual cosa permet major mobilitat lateral [Kapandji, 1996].

S'han proposat des d'un fins a tres graus de llibertat per a aquesta articulació. El seu moviment és difícil de definir, ja que es mou de manera conjunta amb l'articulació MCC. L'abducció-adducció aïllada rarament es produeix degut a que els músculs que mouen aquesta articulació també mouen l'articulació MCC [Hollis-

ter *et al*, 1995]. Aquest fet ha estat la causa que el parell d'articulacions MCF i MCC s'haja considerat una única entitat, apareixent descripcions combinades del moviment tals com l'*oposició* [Brand i Hollister, 1992]. Com al cas de l'articulació MCC, a pesar que el moviment d'aquesta articulació es realitza segons els tres plànols anatòmics, només poseeix dos graus de llibertat, ja que per a cada posició de flexió-extensió i abducció-adducció, la component de pronació és fixa [Hollister *et al*, 1995]. Els dos eixos de rotació corresponents a aquests graus de llibertat han estat determinats experimentalment utilitzant especímens humans, comprovant que no interseccen entre ells, i que no són perpendiculars entre si, ni respecte a la diàfisi del primer metacarpia (Fig. 2.15, Fig. 2.16). A més, l'eix de flexió-extensió és fixe respecte del primer metacarpia, mentre que el d'abducció-adducció ho és respecte de la falange proximal [Hollister *et al*, 1995].

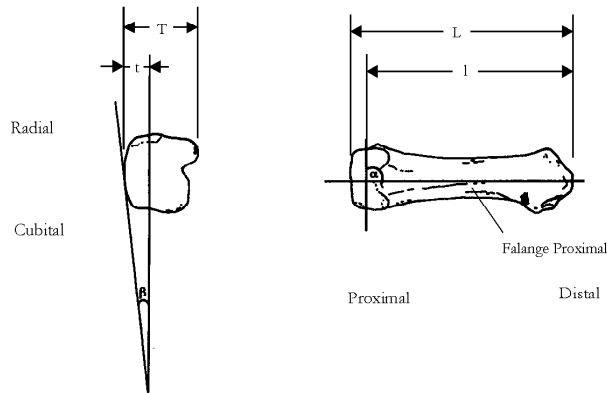


Figura 2.15: Orientació de l'eix de flexió-extensió sobre l'articulació MCF del polze. $t/T = 57 \pm 17\%$, $l/L = 87 \pm 5\%$, $\alpha = 101 \pm 6^\circ$, $\beta = 5 \pm 2^\circ$ [Hollister *et al*, 1995].

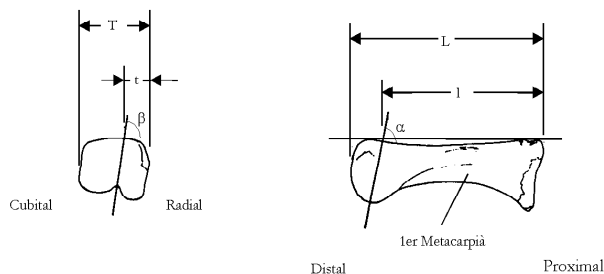


Figura 2.16: Orientació de l'eix d'abducció-adducció sobre l'articulació MCF del polze. $t/T = 45 \pm 8\%$, $l/L = 83 \pm 13\%$, $\alpha = 80 \pm 9^\circ$, $\beta = 74 \pm 8^\circ$ [Hollister *et al*, 1995].

El rang de mobilitat de flexió d'aquesta articulació és d'uns 53° de mitjana, podent-se realitzar una hiperextensió d'uns 8° . Els moviments d'abducció-adducció estan molt limitats, amb una mitjana de l'ordre de 10° .

2.2.1.3 Articulació interfalàngica (IF)

El polze, a diferència de la resta dels dits, disposa només d'una articulació interfalàngica, en presentar únicament dues falanges. Comparada amb la resta de les articulacions del polze, aquesta és la menys complexa. És una articulació de tipus *trocLEAR*, és a dir, amb un sol grau de llibertat, corresponent a la flexió-extensió, acompanyada per una lleugera component de pronació-supinació a causa de la configuració anatòmica de l'articulació.

Les superfícies articulars corresponen al cap de la falange proximal i a la base de la falange distal. El cap de la falange proximal presenta dos còndils laterals, separats per una gola de poca profunditat. La base de la falange distal s'adapta perfectament a la superfície del cap de la falange proximal, presentant dues superfícies còncaues (depressions condílies) separades per una cresta intercondília anteroposterior, la qual llisca per la esmentada gola del cap de la falange proximal. El còndil cubital de la falange proximal és més prominent que el radial, la qual cosa es tradueix en una certa component de pronació durant la flexió de l'articulació, i de supinació durant l'extensió [Kapandji, 1981b].

La *càpsula articular* és fibrosa i laxa, envoltant completament l'articulació IF. A el vessant palmar està reemplaçada per un *fibrocartílag glenoide* o *placa volar*. Està reforçada pels *lligaments laterals*, tant en la cara radial com en la cubital. Aquests lligaments tenen el seu origen en les vores laterals dels còndils, i creuen l'articulació en direcció palmar, per insertar sobre la placa volar i sobre els tubèrculs laterals de la falange distal.

L'estabilitat de l'articulació està assegurada per l'acoblament de les superfícies en contacte, i pels lligaments laterals. La hiperextensió de l'articulació està restringida pel tendó del flexor llarg del polze, juntament amb la placa volar.

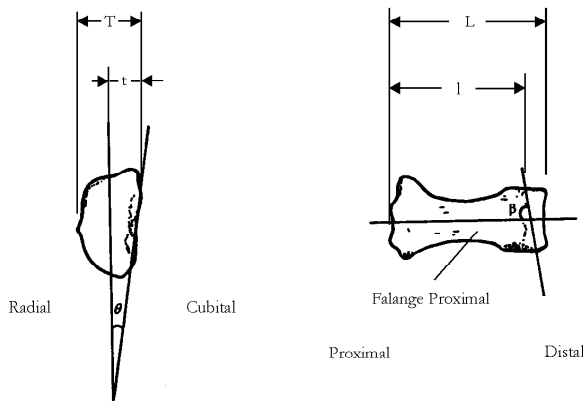


Figura 2.17: Orientació de l'eix de flexió-extensió sobre l'articulació IF del polze. $t/T = 44 \pm 17\%$, $l/L = 90 \pm 5\%$, $\theta = 5 \pm 2^\circ$, $\beta = 83 \pm 4^\circ$ [Hollister *et al.*, 1995].

Aquesta articulació presenta només un eix de rotació, corresponent a la flexió-

extensió. Com ja s'ha esmentat abans, la flexió no es realitza de forma aïllada, sinó que duu associada una component de pronació, a causa de les diferències morfològiques entre els dos còndils del cap de la falange proximal [Kapandji, 1981a; Hollister *et al*, 1995]. Aquest eix de rotació ha estat localitzat realitzant experiments sobre especimens humans, trobant-se que és paral·lel als plecs de flexió sobre la pell (Fig. 2.17).

Els recorreguts articulars estan limitats a la flexió-extensió. La flexió activa és d'uns 75° , i la passiva de 90° . L'extensió activa no sol superar els 10° , però aquest valor pot ésser superat en aquells individus que apliquen càrregues elevades amb el polze. La component de pronació que acompanya a la flexió oscil·la entre 5° i 10° .

2.2.2 Músculs i tendons del polze

2.2.2.1 Abductor curt del polze (ACP)

Es tracta d'un múscul menut i feble, en comparació a la resta de músculs. Però la seua acció és essencial per aconseguir l'oposició del polze durant les agarrades. A primera vista, sembla ser més voluminós del que és en realitat, degut a que el múscul oponent del polze es troba sota ell, empentant-lo i augmentant el braç del tendó sobre l'articulació MCC.

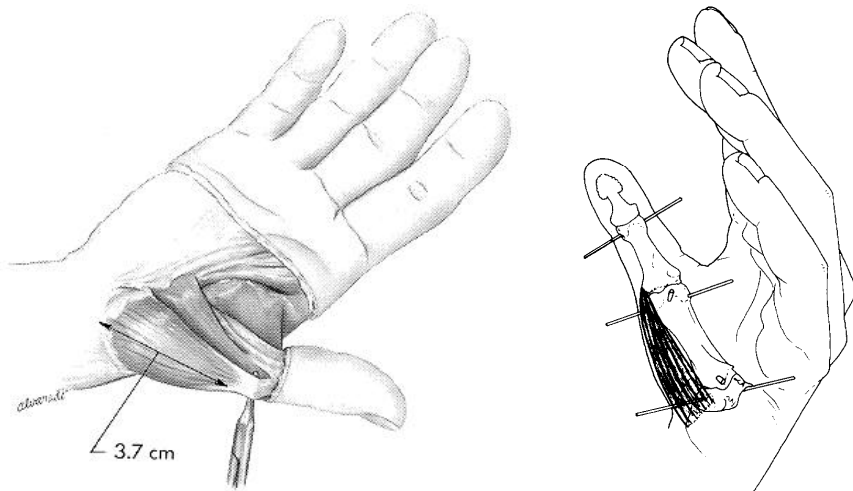


Figura 2.18: Abductor curt del polze [Brand i Hollister, 1992].

Aquest múscul té forma de ventall (Fig. 2.18). Les seues fibres comencen al carp (sobre el trapezi i l'escafoide), travessen les articulacions MCF i MCC, i finalment el seu tendó aplanat inserta sobre el tubèrcul radial de la base de la falange proximal. No totes les fibres del múscul en travessar l'articulació MCC tenen la mateixa orientació. Per aquesta raó, actuen sobre ella de manera lleugerament distinta unes d'altres. Les fibres més radials són abductores de l'articulació MCC,

mentre que les altres actuen alhora com abductores i flexores de l'articulació [Brand i Hollister, 1992]. En el seu pas per l'articulació MCF produeix abducció. A més, algunes de les seues fibres inseren sobre el vessant radial de l'aparell extensor del polze i en el tendó de l'extensor llarg del polze, contribuint a l'extensió de l'articulació IF [Zancolli i Cozzi, 1993; Kapandji, 1981a].

El braç de palanca d'abducció sobre l'articulació MCC augmenta en incrementar-se el grau d'abducció. El braç de palanca d'abducció sobre l'articulació MCF és menys variable, ja que és el tendó del múscul el que creua aquesta articulació, estant al voltant de 7.5 mm. Degut a que el rang d'abducció de l'articulació MCF està molt limitat, l'escurçament màxim és només d'uns 2.5 mm [Brand i Hollister, 1992].

El múscul és relativament feble, ja que l'acció d'abducció no sol realitzar-se per vèncer càrregues externes, sinó per situar el polze en la posició més idònea per a l'acció a realitzar. El seu múscul antagonista és l'extensor llarg del polze, i en menor mesura l'adductor del polze.

2.2.2.2 Flexor curt del polze (FCP)

Es tracta d'un múscul en forma de tirant, amb fibres musculars que tenen el seu origen en el carp, que travessen les articulacions MCC i MCF, i que acaben insertant sobre el sesamoide radial i el tubèrcul radial de la base de la falange proximal. Algunes fibres s'extenen fins l'aparell extensor del polze, per la seua vessant radial [Zancolli i Cozzi, 1993].

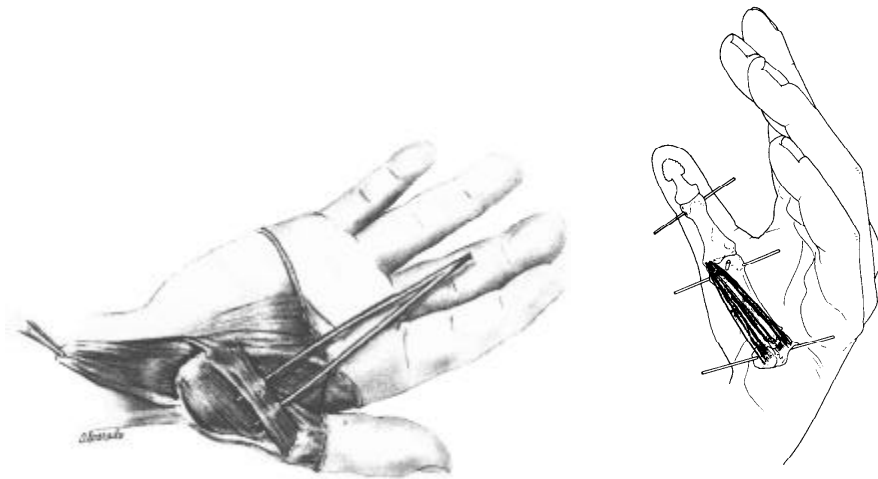


Figura 2.19: Flexor curt del polze. S'observa la inserció de les seues fibres sobre la base de la falange proximal. Sota ell es troba l'oponent del polze [Brand i Hollister, 1992].

La seua acció sobre l'articulació MCC és la flexió. També produeix flexió sobre l'articulació MCF, acompanyada d'una certa component de pronació. No és clara

sempre la distinció entre aquest múscul i l'oponent del polze, excepte que per definició les fibres que travessen l'articulació MCF pertanyen al FCP, i aquelles que acaben insertant a l'os metacarpiana pertanyen a l'oponent (Fig. 2.19). Juga un paper important durant les accions de pinçament (juntament amb l'adductor del polze), per la seua potència, i perquè a més a més, la seua disposició li confereix un gran braç de palanca sobre l'articulació MCC durant aquestes tasques [Brand i Hollister, 1992].

2.2.2.3 Oponent del polze (OP)

Aquest múscul es troba sota l'ACP i el FCP. Les seues fibres tenen el seu origen en el carp, insertant al llarg de la cara radial de l'os metacarpiana (Fig. 2.19, Fig. 2.20). La funció més nomenada és la d'oposició, d'on li ve el nom. Però també pot produir pronació del polze a causa de la seua inserció excèntrica sobre l'os metacarpiana, important a l'hora d'estabilitzar l'articulació MCC sota esforços torsionals. La longitud de les seues fibres és molt variable, des de 1.5 cm de les proximals, fins a 3.6 cm de les distals. És més potent que l'ACP, però açò és difícil de quantificar, a causa de la gran variabilitat de la longitud de les fibres [Brand i Hollister, 1992].

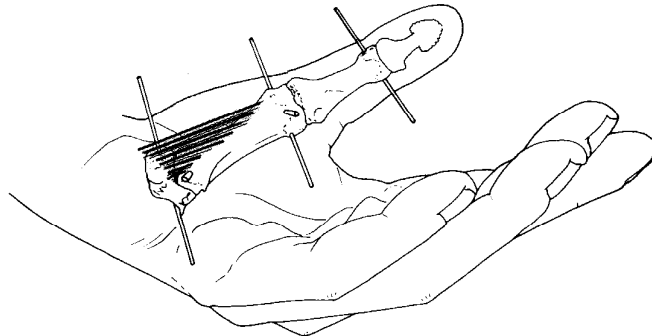


Figura 2.20: Oponent del polze.

2.2.2.4 Adductor del polze (ADP)

Es tracta d'un múscul en forma de ventall (Fig. 2.21). Es poden diferenciar dues masses musculars, amb distinta orientació de les fibres (transversals i oblíques). Les fibres de la massa transversal tenen el seu origen sobre la cara volar del tercer metacarpiana, mentre que les de la massa oblíqua tenen un origen més proximal, amb fibres provinents del carp i altres del tercer metacarpiana. Totes les seues fibres travessen l'articulació MCC, amb braços de palanca substancialment diferents, per acabar insertant en la base de la falange proximal, i algunes fibres sobre el mecanisme extensor. D'aquesta manera l'ADP intervé en l'extensió de l'articulació IF [Imaeda, 1992], però la seua acció principal és la de retroposició del polze. Mentre que els músculs ACP, ALP i OP mantenen el polze en la correcta posició de rotació i oposició per produir l'acció de pinçament, és l'ADP (juntament amb el

FCP) el que suporta la força durant aquesta agarrada. Tant l'ADP com el FCP són dos músculs potents, i amb un braços de palanca sobre l'articulació MCC superiors als de qualsevol múscul en qualsevol articulació de la mà [Brand i Hollister, 1992].

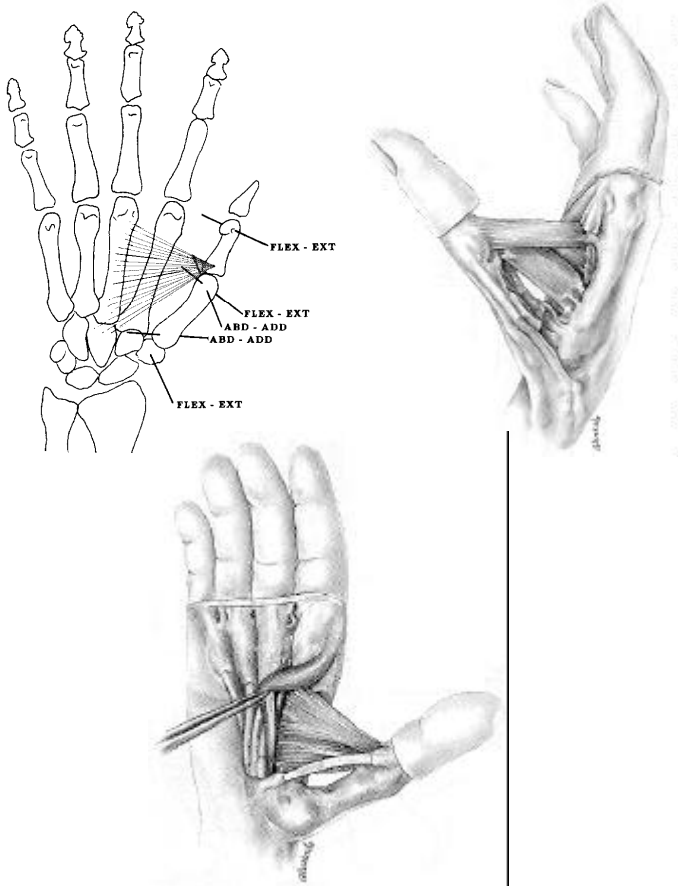


Figura 2.21: Adductor del polze. Es poden apreciar les dues masses musculars, amb distinta orientació de les fibres [Brand i Hollister, 1992].

2.2.2.5 Primer interossi dorsal (ID1)

Les fibres musculars del primer interossi dorsal tenen el seu origen en les cares contigües dels dos primers metacarpians, i el seu tendó inserta totalment en la base de la falange proximal del dit índex, en la seua cara radial (Fig. 2.22). En molts casos es considera que aquest múscul actua sobre el dit índex i s'oblida la seua acció sobre el polze. Però aquesta acció és important, alhora que inusual: a diferència de la resta del músculs del polze, no comprimeix l'articulació MCC, sinó que l'expandeix. Quan el múscul es contrau, estira del primer metacarpia, aproximant-lo al segon. La seua línia d'acció és quasi paral·lela a l'eix de flexió-extensió, i la

major part de les fibres s'originen prop de l'eix d'abducció-adducció, de manera que no proporciona potència d'agarrada, per la qual cosa és obviat freqüentment per aquells qui estudien la funció del polze [Brand i Hollister, 1992]. Però això no implica que no jugue un paper important: durant l'agarrada de potència i l'agarrada de precisió bidigital índex-polze subterminolateral actua contrarrestant l'efecte dels flexors, que exerceixen una elevada força empentant la base de l'os metacarpia dorsal i radialment.

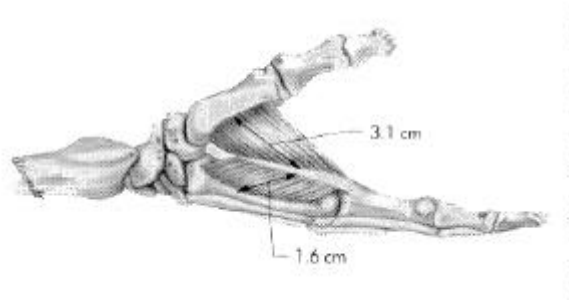


Figura 2.22: Primer interossi dorsal. El tendó d'aquest múscul reb la contribució de les fibres musculars provinents dels dos primers metacarpians, amb marcada distinta orientació [Brand i Hollister, 1992].

2.2.2.6 Abductor llarg del polze (ALP)

Es tracta d'un múscul extrínsec, situat en la capa més profunda de músculs de l'avantbraç. Aquest múscul envia un tendó segons el vessant dorsal de l'avantbraç, espiralment per creuar la canella per la cara radial (Fig. 2.23). El tendó de l'ALP es ramifica freqüentment, presentant diverses insercions [Valentin, 1981].

El tendó principal creua l'articulació MCC i inserta en el vessant radial de la base del primer metacarpia (Fig. 2.24), però altres branques poden insertar-se a ossos carpians. Posseeix un gran braç de palanca d'abducció sobre l'articulació MCC, i molt poc braç d'extensió. A més de produir l'abducció i extensió de l'articulació MCC, és també abductor i flexor de la canella.

L'ALP és molt important per mantenir la configuració en forma d'arc del polze durant les accions de pinçament. És un múscul potent, la qual cosa és necessària perquè ha de mantenir la posició de l'articulació MCC mentre el potent ADP, amb un braç de palanca molt superior, actua per generar la força d'agarrada. En oposar-se a l'acció de l'ADP i del FCP en l'articulació MCC, permet que aquests flexionen l'articulació MCF de forma efectiva [Brand i Hollister, 1992].

2.2.2.7 Extensor curt del polze (ECP)

També es tracta d'un múscul extrínsec, situat en la mateixa capa de músculs de l'avantbraç que l'ALP (Fig. 2.23). El seu prim tendó comparteix el mateix túnel que l'ALP per creuar la canella, fent-ho immediatament dorsal a aquest. Traves-

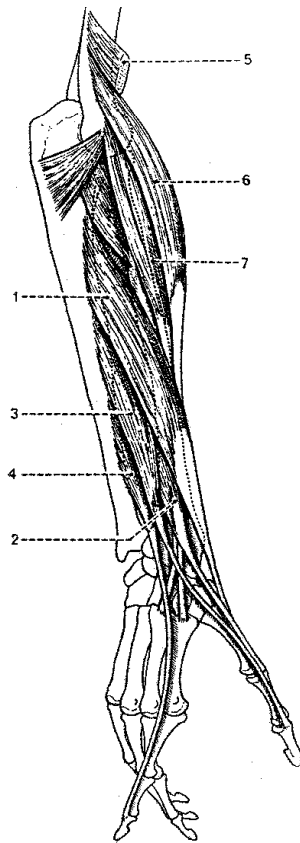


Figura 2.23: Músculs profunds de la vessant dorsal de l'avantbraç [Valentin, 1981]: 1) Abductor llarg del polze; 2) Extensor curt del polze; 3) Extensor llarg del polze; 4) Extensor propi de l'índex; 5) Braquio-radial; 6) Extensor llarg radial del carp; 7) Extensor curt radial del carp.

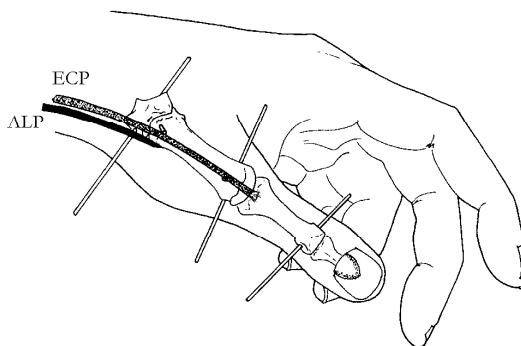


Figura 2.24: Tendons de l'abductor llarg del polze i de l'extensor curt del polze [Brand i Hollister, 1992].

sa dorsalment les articulacions MCC i MCF, per acabar insertant a la base de la falange proximal (Fig. 2.24). Les seues accions sobre la canella i l'articulació MCC són similars a les de l'ALP, amb qui està íntimament associat. La importància d'aquest múscul és relativa, ja que l'únic que aporta és l'extensió independent de la junta MCF, la qual cosa és menys important que la possibilitat de flexionar-la independentment [Brand i Hollister, 1992].

2.2.2.8 Flexor llarg del polze (FLP)

Les fibres d'aquest múscul extrínsic tenen el seu origen sobre el radi i la membrana interòssia de l'avantbraç (Fig. 2.25), estant un dels pocs músculs del braç que normalment és completament independent de la resta i que a més realitza una acció que no pot ser realitzada per cap altre múscul. Aquesta acció és la flexió de l'articulació IF. El seu tendó és el més radial dels tendons del túnel carpià, on disposa de la seua pròpia beina.

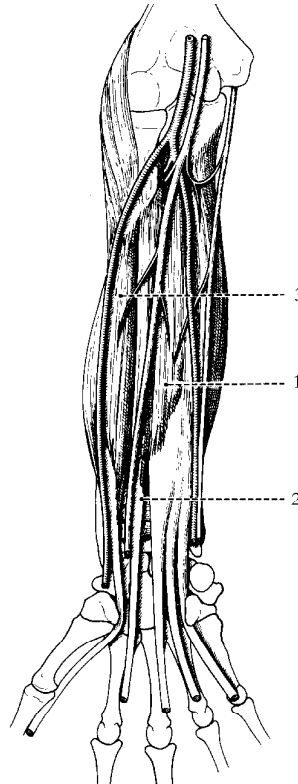


Figura 2.25: Vista palmar dels músculs profunds de l'avantbraç [Valentin, 1981]: 1) Flexor profund digital; 2) Tendó del flexor profund corresponent a l'índex; 3) Flexor curt del polze.

Després de travessar la canella, creua volarment les articulacions MCC, MCF (passant entre els dos sesamoides) i IF (Fig. 2.26), de manera que produeix l'es-

mentada flexió de l'articulació IF, a més de la flexió de les articulacions MCF i MCC, però amb menor proporció que el FCP i l'ADP.

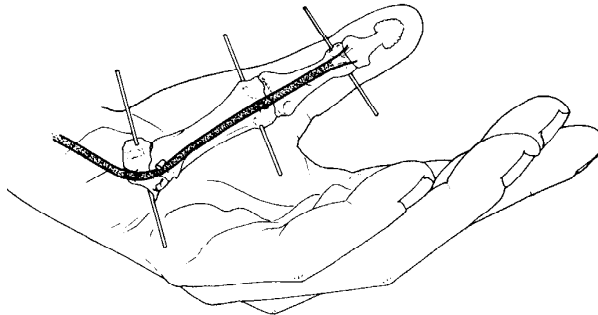


Figura 2.26: Flexor llarg del polze [Brand i Hollister, 1992].

En el seu recorregut sobre el polze, està guiat per un sistema de politges, compost per dues politges anulars transversals (A1 i A2) i una politja obliqua (Fig. 2.27). La politja proximal A1 està ubicada a nivell de l'articulació MCF, fixant-se lateralment en la placa palmar de l'articulació i en la base de la falange proximal. Els ossos sesamoides inclosos en la placa palmar formen part de la beina del tendó flexor. La politja obliqua es troba a nivell de la diàfisi de la falange proximal. Té aproximadament 11 mm de longitud i s'extén obliquament en direcció distal i radial. La politja A2 té 10 mm de longitud i es fixa a les vores laterals de la placa palmar de l'articulació IF. La funció dels sistemes de corrioles dels tendons dels músculs flexors està descrita a l'apartat 2.3.2.1.

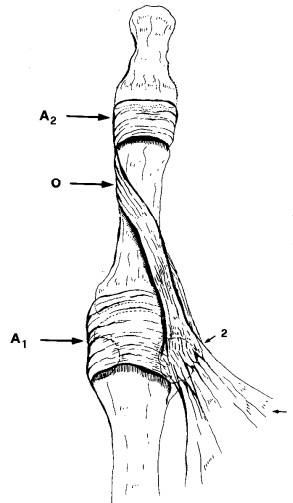


Figura 2.27: Vista palmar del polze mostrant el sistema de politges [Zancolli i Cozzi, 1993]: Politges anulars A1 i A2; politja obliqua O. El tendó de l'adductor del polze (1) s'insereix en el sesamoide cubital (2) i algunes de les seues fibres es continuen amb la politja obliqua.

2.2.2.9 Extensor llarg del polze (ELP)

Les fibres musculars d'aquest múscul extrínsic tenen el seu origen sobre el cúbit i la membrana interòssia (Fig. 2.23). El seu tendó recorre longitudinalment el dors de l'avantbraç per travessar la canella, d'on emergeix amb un acusat canvi de direcció en deixar a un costat el *tubèrcul de Lister* sobre el radi (aquest és un punt de concentració de tensions en el seu recorregut [Brand i Hollister, 1992]). La seua direcció canvia a ser radial, avançant lliure i distalment cap al polze. Creua l'articulació MCF dorso-cubitalment, i avança sobre el dors de la falange proximal, fins insertar en la base de la falange distal (Fig. 2.28). Sobre la junta MCF reb l'aportació de fibres de l'ADP i l'ACP, formant una *aponeurosi* menys complexa que la de la resta de dits. Ocasionalment aquesta aponeurosi reb fibres d'altres músculs, com puguen ser de l'OP [Thompson i Wehbé, 1995] i FCP [Zancolli i Cozzi, 1993]. És l'extensor de l'articulació IF, ajudant també en l'extensió de l'articulació MCF. Sobre l'articulació MCC actua tant com a extensor com a adductor, estant el braç de palanca per a l'adducció més gran a mesura que augmenta la supinació del primer metacarpià, alhora que disminueix el braç de palanca d'extensió [Brand i Hollister, 1992]. L'ECP també actua sobre la canella, extenent-la i desviant-la radialment.

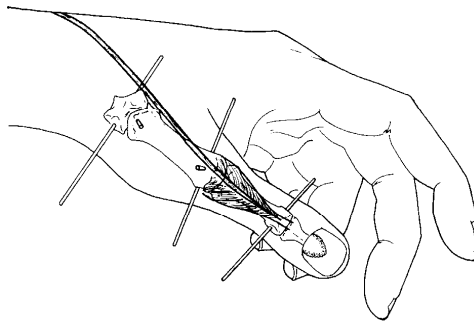


Figura 2.28: Extensor llarg del polze, mostrant l'aponeurosi sobre l'articulació MCF [Brand i Hollister, 1992].

2.2.3 Conclusions

A mode de resum es presenten a continuació unes taules que descriuen les característiques principals de les articulacions i unitats musculotendinoses del polze descrites anteriorment. La taula 2.1 mostra els distints tipus d'articulacions i els moviments preferents que presenten.

Les taules 2.2 i 2.3 presenten les articulacions que travessen els tendons al llarg del seu recorregut, així com la magnitud relativa del seu efecte sobre cadascuna d'elles. A la taula 2.4 es resumeix la configuració dels músculs, indicant el seu origen i insercions.

Taula 2.1: Articulacions del polze. Tipus i moviments preferents.

Articulació	Tipus	Moviments preferents
MCC	Sella de muntar	Flexió-Extensió/Abducció-Adducció
MCF	Condíla	Flexió-Extensió/Abducció-Adducció
IF	Troclear	Flexió-Extensió

Taula 2.2: Articulacions travessades pels músculs-tendons del polze.

Múscul	Localització		Articulacions travessades		
	Intrínscic	Extrínscic	MCC	MCF	IF
ACP	×		×	×	
FCP	×		×	×	
OP	×		×		
ADP	×		×	×	
ID1	×		×		
ALP		×	×		
ECP		×	×	×	
FLP		×	×	×	×
ELP		×	×	×	×

Taula 2.3: Acció dels músculs sobre les distintes articulacions: • feble; •• moderada; ••• alta.

Múscul	MCC				MCF				IF	
	Flx	Ext	Abd	Add	Flx	Ext	Abd	Add	Flx	Ext
ACP	••		••				•••			•
FCP	••		•		••		•			
OP	••		••							
ADP	•••			•••				•••		•
ID1	••			•						
ALP		••	•••							
ECP		••	•••			•••				
FLP	••				•••				•••	
ELP		•••		••				•		•••

Taula 2.4: Origen i insercions dels músculs-tendons del polze.

Múscul	Origen	Inserció
ACP	Carp (trapezi i escafoide)	Vessant radial de la base de la 1 ^a Falange proximal i mecanisme extensor
FCP	Carp	Sesamoide radial i base de la 1 ^a Falange proximal
OP	Carp	Al llarg de la cara radial del 1 ^{er} Metacarpia
ADP	Carp i cara volar del 3 ^{er} Metacarpia	Base de la 1 ^a Falange proximal i mecanisme extensor
ID1	Cares contigües del 1 ^{er} i 2 ^{on} Metacarpians	Vessant radial de la base de la 2 ^a Falange proximal
ALP	Avantbraç (capa dorsal profunda)	Vessant radial de la base del 1 ^{er} Metacarpia
ECP	Avantbraç (capa dorsal profunda)	Cara dorsal de la base de la 1 ^a Falange proximal
FLP	Avantbraç (capa palmar profunda)	Vessant palmar de la base de la 1 ^a Falange distal
ELP	Avantbraç (capa dorsal profunda)	Vessant dorsal de la base de la 1 ^a Falange distal

2.3 Anatomia musculo-esquelètica de la resta dels dits

Els rajos corresponents als dits 2^{on}-5^é estan compostats per quatre elements esquelètics (Fig. 2.29): *metacarpia*, *falange proximal*, *falange medial* i *falange distal*.

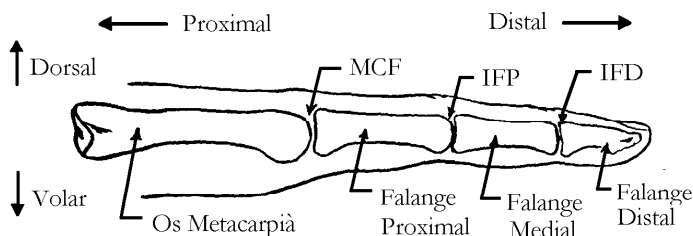


Figura 2.29: Ossos dels dits i terminologia associada.

Les unions entre aquests ossos solen rebre els següents noms, començant per l'articulació entre el carp (canella) i l'os metacarpia, i avançant en sentint distal: *metacarpocarpiana* (MCC), *metacarpofalàngica* (MCF), *interfalàngica proximal* (IFP) i *interfalàngica distal* (IFD).

2.3.1 Articulacions

2.3.1.1 Articulacions metacarpocarpianes (MCC)

Es tracta d'articulacions *artròdies* (Fig. 2.30), amb moviments de flexoextensió de poca amplitud, com ocorre amb totes les articulacions d'aquest tipus [Kapandji, 1996]. Aquesta amplitud va en augment des del segon al cinqué metacarpí (normalment es considera que no hi ha moviment relatiu entre els metacarpis segon i tercer). Els eixos de rotació són oblics, la qual cosa explica la tendència dels caps dels metacarpis a moure's cap a un mateix punt, ajudant al moviment d'oposició amb la polpa del dit polze. Aquest moviment també és essencial per produir l'arquejament de la palma de la mà (Fig. 2.31).

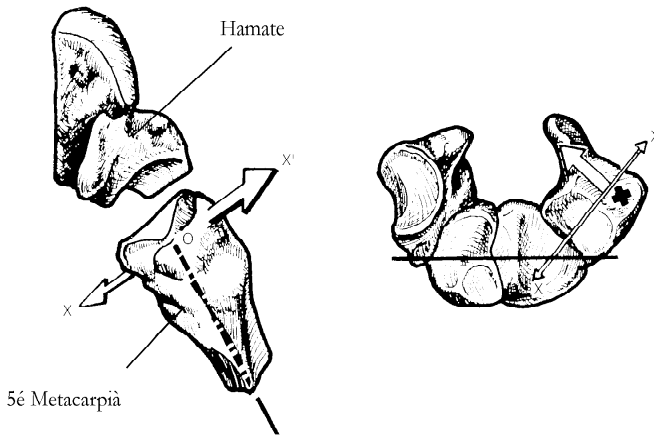


Figura 2.30: Articulació MCC del dit menovell, mostrant la direcció X-X' de l'eix de rotació [Kapandji, 1996].



Figura 2.31: Arquejament de la palma de la mà, gràcies a la mobilitat de les articulacions MCC dels dits.

2.3.1.2 Articulacions metacarpofalàngiques (MCF)

Les articulacions metacarpofalàngiques dels dits 2^{on}-5^é són de tipus *condili*. Cadascuna d'aquestes articulacions està formada pel contacte entre dos superfícies articulars. La superfície proximal correspon al cap de l'os metacarpia, mentre que la distal correspon a la base de la falange proximal.

La superfície del cap del metacarpia és una superfície cònca. La seua secció transversal no és circular, sinó més bé rectangular (Fig. 2.32), estant més ampla en la part palmar on s'aprecien dos tubèrculs articulars. En el plànol sagital es pot comprovar que el radi de curvatura és major en la part palmar que en la dorsal (Fig. 2.34).

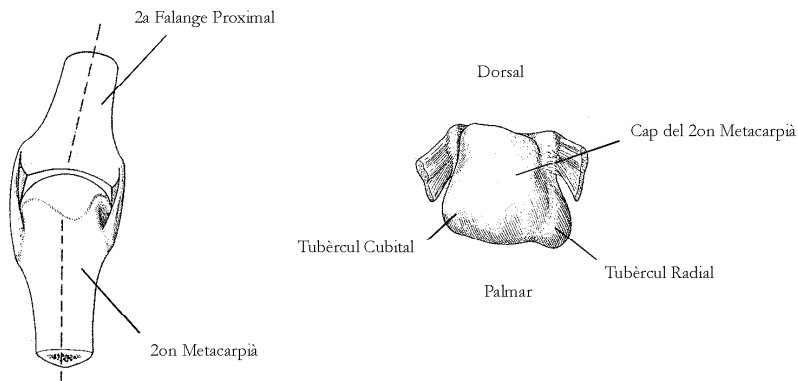


Figura 2.32: Articulació MCF del dit índex, mostrant els tubèrculs articulars [Dubouset, 1981].

La base de la falange proximal presenta una superfície convexa que acobla amb la concavitat de la superfície del cap del metacarpia. Una vista lateral ens mostra la seua forma oblonga, amb una vora suau, convexa a la part posterior i cònca a l'anterior (Fig. 2.33). A causa de la diferent curvatura del cap del metacarpia, el moviment relatiu entre les superfícies articulars en el plànol sagital es realitza amb major proporció en el vessant palmar, afavorint per tant el moviment de flexió front al d'extensió.

La superfície articular distal es veu augmentada pel *fibrocartílag glenoide o placa volar*. Durant el moviment d'extensió aquest fibrocartílag es troba en contacte amb el cap del metacarpia, però durant la flexió rellisca sobre la superfície articular del metacarpia, fins que la desborda, per a la qual cosa és imprescindible la presència d'uns fons de sac en la càpsula articular (Fig. 2.34).

Els caps dels metacarpians estan lleugerament rotats amb diferents orientacions: el de l'índex ho està en sentit cubital, mentre que els de l'anular i menovell ho estan en sentit radial, de manera que els eixos de rotació no són perpendiculars als segments ossis. Aquesta configuració permet una correcta pressió [Craig, 1992], en fer coincidir durant la flexió els dits cap a un mateix punt.

La *càpsula articular* és una estructura fibrosa prima i laxa, que en la cara anterior es confon amb el fibrocartílag glenoide, i que en la posterior està reforçada per

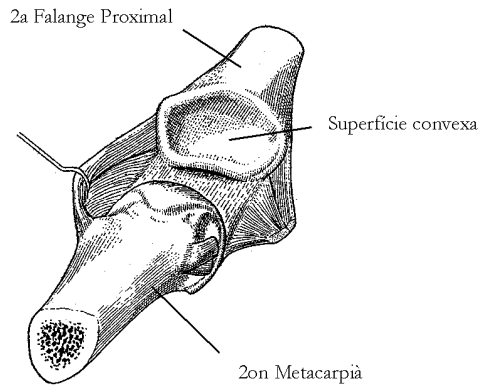


Figura 2.33: Superfície articular de la base de la primera falange, en l'articulació MCF [Dubousset, 1981].

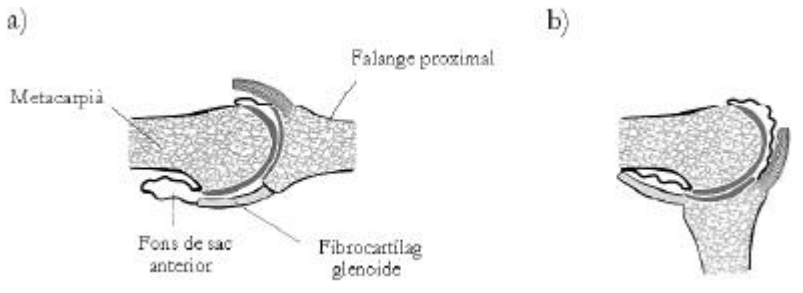


Figura 2.34: Fibrocartílag glenoide i fons de sac de l'articulació MCF: a) Extensió; b) Flexió.

l'expansió profunda del tendó de l'extensor comú i per fibres de l'aponeurosi palmar. Com ja s'ha esmentat abans, presenta uns fons de sac anterior i posterior per possibilitar el rrelliscament d'una superfície respecte de l'altra, els quals disposen de revestiment sinovial. La part volar de la càpsula articular, amb el fibrocartílag glenoide, impedeix la hiperextensió de l'articulació [Dubousset, 1981].

La càpsula articular presenta uns reforços lligamentosos, constituïts pels lligaments laterals, els lligaments laterals accessoris, les bandes sagitals i el lligament transversal metacarpí.

Els *ligaments laterals* són dues estructures fibroses triangulars que reforcen la càpsula, situades sobre les cares radial i cubital de l'articulació. Es tracta d'unes capes contínues triangulars de fibres, que poden considerar-se formades per dos grups de fibres: unes dorsals i distals que formarien els lligaments laterals pròpiament anomenats, i altres palmars i proximals que formarien el *ligaments laterals accessoris* (Fig. 2.35). Els lligaments laterals són resistents i es dirigeixen des dels tubèrculs laterals del cap del metacarpí fins a les vores laterals de la cara palmar de la base de la falange proximal. Les fibres del lligament lateral radial són més grosses i fortes que les del cubital, i també tenen diferent disposició i direcció: les de la part cubital tenen un començament més proximal sobre el cap del metacarpí, i un recorregut menys oblic. La inserció proximal d'aquests

lligaments no es troba sobre el centre de curvatura, de manera que la distància entre les seues insercions proximal i distal augmenta amb el grau de flexió, de tal forma que es troba tensionat durant la flexió, i laxe en extensió (Fig. 2.35). És per això que juguen un important paper en l'estabilitat lateral de la falange proximal, permetint un cert grau de moviment en extensió, i restringint-lo amb la flexió [Dubousset, 1981; Craig, 1992]. D'altra banda, els lligaments laterals accessoris inseren distalment sobre el fibrocartílag glenoide, i el seu comportament és contrari al dels lligaments laterals tensant-se a mesura que augmenta el grau d'extensió [Dubousset, 1981].

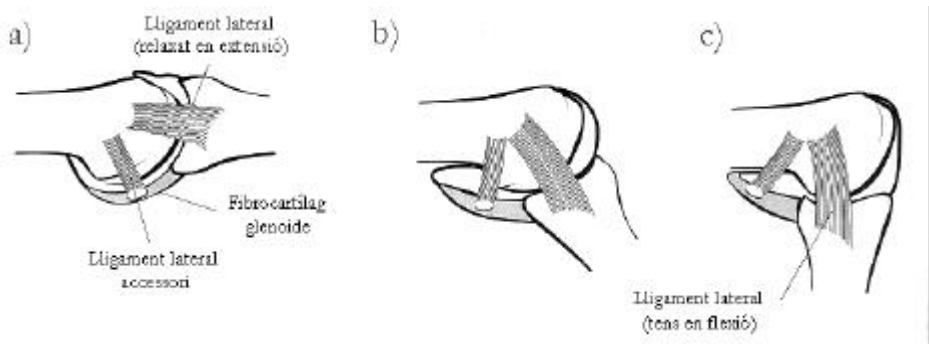


Figura 2.35: Lligaments de l'articulació MCF [Comín *et al.*, 1998]: a) Extensió; b) Flexió; c) Flexió completa.

Les *bandes sagitals* són estructures fibroaponeuròtiques que formen part del sistema extensor dels dits (Fig. 2.36). Connecten el fibrocartílag glenoide amb el tendó extensor. Durant l'extensió de la falange proximal aquest tendó es desplaça proximalment, estirant de les bandes sagitals, tensionant-les, i per tant estirant del fibrocartílag glenoide, ajudant a l'elevació de la falange. Aquestes bandes proporcionen estabilitat lateral a l'articulació durant l'extensió activa, quan els lligaments laterals no es troben tensionats, alhora que mantenen la línia d'acció del tendó extensor [Dubousset, 1981]. A més, limiten l'escurçament del tendó extensor sobre les articulacions MCF.

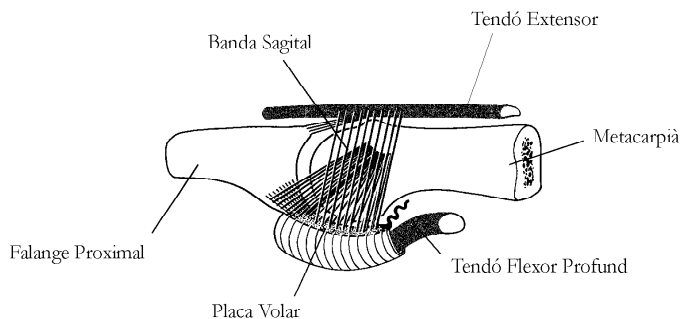


Figura 2.36: Vista esquemàtica de la banda sagital sobre l'articulació MCF [Tubiana, 1981].

El *ligament transversal metacarpia* connecta les cares laterals dels fibrocartílags glenoides de dits adjacents, des del segon fins al cinqué (Fig. 2.37). Actua per tant com element d'unió de les quatre articulacions MCF, limitant els seus moviments individuals [Craig, 1992].

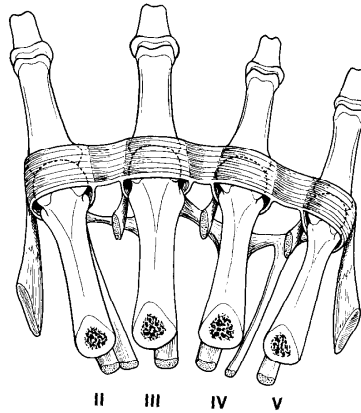


Figura 2.37: Lligament transversal metacarpia sobre les articulacions MCF [Tubiana, 1981].

L'estabilitat lateral de l'articulació quan es troba en extensió es deu a l'acció dels músculs interossis, mentre que a mesura que augmenta el grau de flexió, resulta més determinant el paper desenvolupat pels lligaments laterals, ja que incrementen la seua tensió [Dubousset, 1981; Craig, 1992]. D'aquesta manera, l'amplitud dels moviments d'abducció-adducció disminueix a mesura que augmenta el grau de flexió. L'estabilitat anteroposterior corre a càrrec dels tendons flexors i extensors que creuen les articulacions, així com dels músculs lumbricals i interossis [Craig, 1992].

Des del punt de vista funcional, aquestes articulacions permeten moviments de flexió-extensió i d'abducció-adducció. A més, existeix la possibilitat d'una certa rotació passiva de pronació-supinació, a causa de l'asimetria dels lligaments laterals [Dubousset, 1981]. Alguns autors afirmen l'existència d'una tercera rotació longitudinal activa (corresponent a la pronació-supinació), però d'altres assenyalen que aquesta *aparent* pronació és deguda únicament a que els eixos de rotació de flexió-extensió i abducció-adducció no són perpendiculars a les falanges, ni entre ells [Brand i Hollister, 1992].

El rang de mobilitat de flexió en aquestes articulacions augmenta en direcció cubital, de forma que a l'índex és de 90° , i al menovell de 110° . L'amplitud de l'extensió activa és variable en cada persona, podent-se arribar als 40° , mentre que en l'extensió passiva es poden aconseguir 90° . El rang d'abducció-adducció és major en extensió, registrant-se valors de fins 30° en cada direcció.

2.3.1.3 Articulacions interfalàngiques proximals (IFP)

Es tracta d'articulacions de tipus *trocLEAR*. Les superfícies articulars es comporten com una politja, que seria el cap de la falange, amb un sol eix transversal al voltant del qual s'efectuen els moviments de flexió-extensió.

La superfície proximal d'aquestes articulacions correspon als caps de les falanges proximals. La seua forma és la d'una politja trapezial, amb el doble d'amplària aproximadament en la part palmar que en la dorsal (Fig. 2.38). Disposa de dos còndils laterals, lleugerament asimètrics, separats per una gola de poca profunditat (inferior a 1mm).

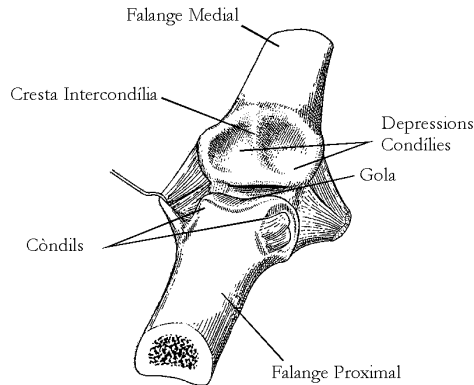


Figura 2.38: Articulació IFP, mostrant les dues cavitats de la base de la falange medial [Dubouset, 1981].

La superfície distal correspon a les bases de les falanges medials. La seua superfície s'adapta a la configuració bicondílvia del cap de la falange proximal mitjançant dues depressions condílies i una cresta intercondílica anteroposterior (Fig. 2.38). Com a l'articulació metacarpofalàngica, la diferent curvatura en el plànol sagital de la superfície del cap de la falange proximal fa que el moviment relatiu entre les superfícies articulars es realitzi amb major proporció en el vessant palmar, afavorint la flexió. I també en aquest cas la superfície articular està augmentada per l'existència d'un *fibrocartílag glenoide* o *placa volar* que s'insereix fermament sobre la cara palmar de la base de la falange medial, i que pels costats es fusiona amb els lligaments laterals (Fig. 2.39).

L'orientació de la cresta en cadascuna de les articulacions interfalàngiques proximals defineix l'orientació dels eixos de rotació respectius. L'obliquïtat d'aquests eixos és la responsable de la convergència cap a la base de l'eminència tenar en flexionar aquestes articulacions [Dubouset, 1981].

La *càpsula articular* és fibrosa i laxa. No presenta cap estructura dorsal, estant aquesta àrea coberta directament pel *tendó extensor central*. En la cara volar destaca la presència del fibrocartílag glenoide, similar al seu equivalent en l'articulació metacarpofalàngica. La configuració de la càpsula afavoreix el moviment de flexió, alhora que impideix la hiperextensió. Durant la flexió el fibrocartílag relisca sobre la cara anterior del cap de la falange proximal, desbordant-la finalment, gràcies a

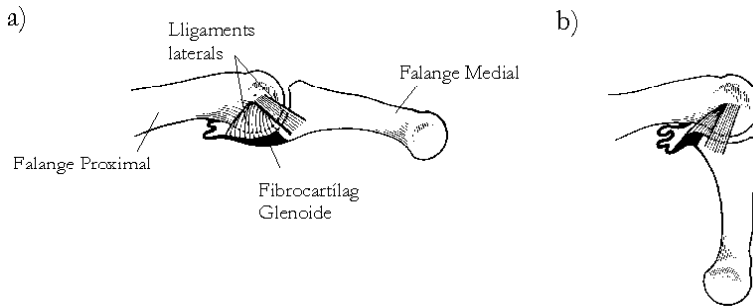


Figura 2.39: Articulació IFP en flexió (a) i extensió (b), mostrant el fibrocartílag glenoide, el fons de sac, i els lligaments laterals [Dubousset, 1981].

l'existència d'uns fons de sac capsulars (Fig. 2.39).

Lateralment la càpsula articular presenta uns reforços lligamentosos. El component més gros (2-3 mm) i resistent correspon als *ligaments laterals*, que són una capa triangular de fibres que van des de la cara lateral de cadascun dels còndils de la falange proximal fins la cara palmar de la base de la falange medial. En aquest cas el seu origen és menys excentric que el dels seus homònims en les articulacions MCF, de manera que la seua tensió és més o menys constant, independentment de l'angle de flexió [Dubousset, 1981]. D'aquesta manera s'eviten els desplaçaments laterals de les articulacions durant la flexió. Un altre component, menys resistent, correspon als *ligaments laterals accessoris*. L'origen de les seues fibres és similar a l'anterior, insertant finalment sobre el fibrocartílag glenoide. Aquestes fibres romanen laxes durant la flexió, tensant-se en extensió de l'articulació. La seua funció principal és la de suspensió del fibrocartílag glenoide, i amb ell, de la beina dels flexors al seu pas per aquesta articulació. Aquestes estructures, juntament amb la pròpia configuració troclear de l'articulació, són les que proporcionen l'estabilitat lateral articular. Malgrat que els lligaments laterals estan tensionats durant tot el recorregut de flexió, no actuen de forma òptima entre els 10° i 60° de flexió, de manera que és possible un lleuger desplaçament lateral passiu d'uns 7° - 8° .

A més a més, altres estructures juguen un paper important en la mobilitat i estabilitat d'aquestes articulacions. Les estructures més importants són les *bandes laterals*. Aquestes estructures són una extensió dels músculs intrínscs en el seu pas dorsal a l'eix de moviment d'aquestes articulacions. En el recorregut del tendons del músculs intrínscs sobre la falange proximal, es bifurquen, enviant un ramal en direcció dorsal que s'uneix amb el tendó extensor central, mentre que la resta de fibres reben l'aportació de fibres provinents del tendó extensor, immediatament abans de l'articulació, formant un únic tendó, que és l'anteriorment esmentada banda lateral. Aquesta banda lateral reb la contribució d'unes fibres amb origen sobre la beina del tendó flexor i la part volar de la falange proximal i que són conegudes amb el nom de *ligament retinacular oblic o de Landsmeer* (Fig. 2.40). Aquests lligaments, juntament amb el fibrocartílag glenoide, contribueixen a l'estabilitat volar de l'articulació.

Un altre element addicional de reforç és el *ligament retinacular transversal*.

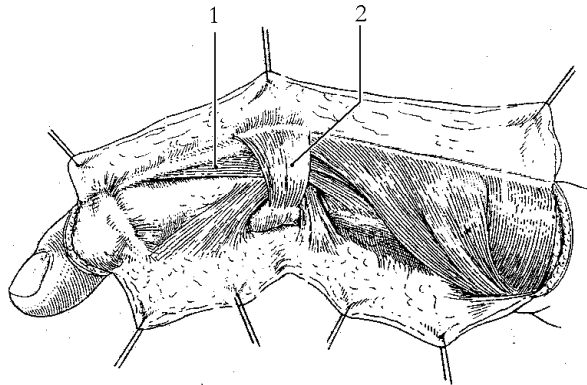


Figura 2.40: Lligaments retinaculars [Mildford, 1981]: 1) Lligament retinacular oblic; 2) Lligament retinacular transversal.

Les fibres d'aquest lligament pràcticament envolten l'articulació (Fig. 2.40). Tenen el seu origen sobre la beina del tendó flexor i la càpsula volar. El seu recorregut és perpendicular a l'eix longitudinal del dit, envoltant la junta, i amb insercions sobre les bandes laterals i el tendó extensor central. Durant la flexió estiren de les bandes laterals volarment, disminuint el seu braç de palanca extensor. Durant l'extensió, eviten que les bandes laterals es desplacen massa dorsalment.

El moviment de les articulacions interfalàngiques proximals està restringit al de flexió-extensió, a causa de la seua configuració troclear. L'amplitud d'aquests moviments sobrepassa els 90° , augmentant aquestes amplituds en direcció cubital fins arribar als 135° del dit menovell. La hiperextensió activa no sol superar els 2° , no observant-se possibilitat d'extensió passiva.

2.3.1.4 Articulacions interfalàngiques distals (IFD)

Les articulacions interfalàngiques distals presenten la mateixa estructura que les proximals: és a dir, es tracta d'articulacions de tipus *troclear*, amb superfície distal augmentada pel *fibrocartílag glenoide*, el qual rellisca durant la flexió sobre el cap de la falange medial, per a la qual cosa presenta dues borses sinovials palmar i dorsal. Com les articulacions interfalàngiques proximals, també aquestes estan reforçades amb uns *lligaments laterals*.

L'estabilitat lateral és assegurada per la configuració troclear de l'articulació, juntament amb els lligaments laterals [Dubousset, 1981]. L'extensió de l'articulació correspon exclusivament a l'acció del tendó extensor terminal, mentre que la flexió correspon al tendó flexor profund.

L'única possibilitat de moviment que presenten aquestes articulacions és la de flexió-extensió. El rang de moviments està un poc més limitat que a les articulacions interfalàngiques proximals, estant habitualment entre 70° i 80° , dels quals de 10° a 20° corresponen a extensió. L'extensió passiva pot arribar fins a 30° . Presenten gran estabilitat lateral, podent-se produir només un lleuger desplaçament lateral passiu.

2.3.2 Músculs i tendons dels dits 2^{on} - 5^é

2.3.2.1 Flexor superficial (FS) i flexor profund (FP) dels dits

El moviment de flexió dels dits, juntament amb la capacitat de generar força d'agarrada, es realitza bàsicament per l'acció de dos músculs extrínsecs, el flexor profund i el superficial. El FS comença a l'avantbraç (Fig. 2.41), i la seua massa muscular es divideix en 4 parts, de les que eixen respectius tendons cap a cadascun dels dits. Però aquestes masses musculars no són independents, sinó més bé el contrari, ja que existeix un tendó a l'avantbraç que connecta les masses musculars entre elles [Brand i Hollister, 1992]. El múscul del dit del mig és totalment independent; el del dit anular a vegades és independent, però no és el més usual; i els dels dits índex i menovell presenten una forta dependència. Els tendons que surgeixen d'aquestes masses musculars creuen el carp i llavors divergeixen cap als respectius dits.



Figura 2.41: Vista dorsal de l'avantbraç, mostrant el flexor superficial dels dits, amb els 4 tendons divergents cap a cadascun dels dits [Valentin, 1981].

D'altra banda, el FP també divideix la seua massa muscular en 4 parts, i tampoc en aquest cas aquestes masses són totalment independents, sinó que existeixen connexions entre elles a l'avantbraç, i sobre la regió del túnel carpià [Brand i Ho-

llister, 1992]. De cadascuna de les masses musculars surgeix un tendó, els quals travessen la canella i llavors divergeixen cap als respectius dits (Fig. 2.25).

El *túnel carpià* és un sistema de retenció dels tendons flexors de tots els dits i del nervi mitjà. La base d'aquesta cavitat està formada pels ossos del carp, i parets i sostre corresponen al lligament anular anterior del carp. Reté a tots els tendons flexors sobre la línia mitjana del carp, des d'on emergeixen radialment cap a cadascun dels dits.

Els tendons flexors superficial i profund discorren conjuntament des de que emergeixen del túnel carpià, ocupant sempre el profund una posició més interna que el superficial. Sobre la zona proximal de la mà es pot observar com el múscul lumbrical té el seu origen sobre el tendó del flexor profund.

Sobre la palma de la mà, els tendons flexors entren en una estructura fibrosa de contenció, anomenada *túnel palmar dels flexors*, o de *Cruveilhier* [Zancolli i Cozzi, 1993]. Aquesta estructura està situada en el terç distal de la zona metacarpiana de la mà, immediatament proximal a la beina dels tendons flexors. En aquesta zona els tendons flexors presenten una secció hemisfèrica, estant en contacte sobre la part plana (el FS sempre en posició volar respecte al FP), la qual cosa permet que es puguin desplaçar l'un respecte de l'altre [Fischer, 1969]. Després de creuar l'articulació MCF els seus diàmetres i disposicions comencen a canviar.

El FP comença a penetrar en el FS, que va deixant camí al FP desdoblant-se en dos ramals de secció més o menys aplanada. Aquesta perforació es realitza sobre una longitud considerable del FS. Una part de les fibres dels dos ramals es creuen en la cara dorsal del FP, mentre que les altres segueixen el seu camí lateralment al FDP. Unes i altres fibres acaben insertant en la base de la falange medial (Fig. 2.42).

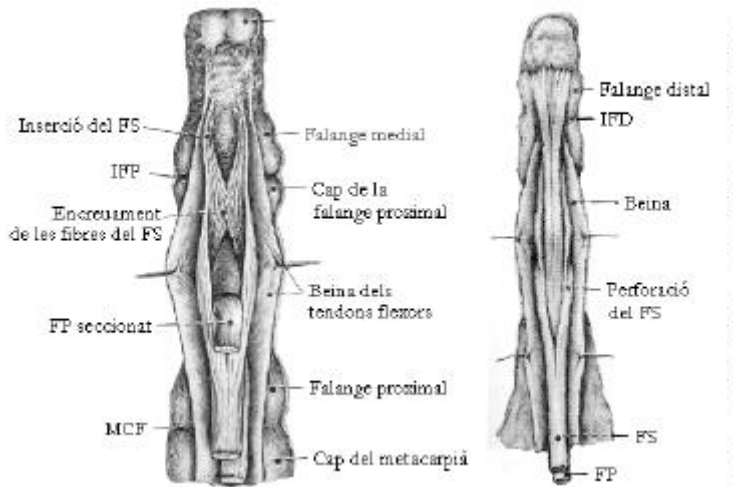


Figura 2.42: Desdoblament del FS i inserció sobre la segona falange [Kaplan i Hunter, 1987].

Després de passar per l'obertura del FS, el FP continua el seu recorregut cap a la falange distal. Generalment en eixir de l'orifici del FS, el FP es divideix en

dos bandes, que es mantenen fins a la seua inserció en la falange distal (Fig. 2.42). L'àrea d'inserció no s'atura en la base de la falange, sinó que s'extén distalment fins a un terç de la longitud d'aquesta.

Una sèrie d'estructures fibroses subjecten els tendons flexors sobre la cara volar dels dits al llarg de tot el seu recorregut (Fig. 2.43). Es poden diferenciar dos tipus d'estructures: les *politges anulars* i les *politges cruciformes*. Les primeres estan formades per grosses fibres arciformes, mentre que les segones estan constituïdes per fibres entrecruades.

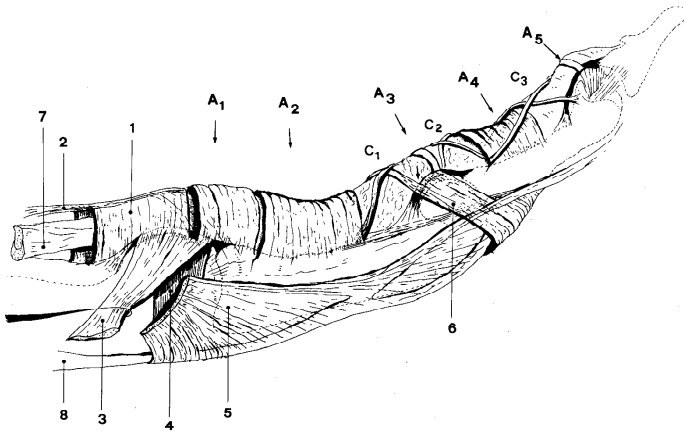


Figura 2.43: Sistema de corrioies anulars (A1, A2, A3, A4 i A5) i cruciformes (C1, C2 i C3) de la beina dels tendons flexors d'un dit [Zancolli i Cozzi, 1993].

De politges anulars s'en poden distingir cinc: les politges A2 i A4 fixades sobre les diàfisis de les falanges proximal i medial, respectivament, i les politges A1, A3 i A5 fixades sobre les plaques palmars de les articulacions MCF, IFP i IFD, respectivament. Normalment la politja A1 està formada per dues parts separables, proximal i distal (Fig. 2.43), si bé en alguns casos aquesta divisió no és perceptible.

Les politges cruciformes estan formades per bandes fibroses oblíquies que es creuen entre si. Les bandes que les formen es fixen proximalment en les falanges i distalment en les plaques palmars.

La finalitat d'aquest sistema de corrioies és retenir els tendons flexors prop del plànol esquelètic, la qual cosa s'aconsegueix bàsicament mitjançant les corrioies anulars. D'altra banda, s'encarreguen de distribuir armònicament l'*escurçament tendinosa* (desplaçament del tendó) sobre les articulacions digitals. L'escurçament sobre cada articulació està determinada pel grau d'allunyament volar dels tendons flexors. L'escurçament total del tendó és la suma de els escurçaments tendinosos sobre cada articulació, i no pot superar el valor d'escurçament màxima, determinada per la capacitat de contracció del múscul. La distribució armònica de l'escurçament s'aconsegueix mitjançant la configuració de *corda d'arc* a nivell de cada articulació (Fig. 2.44). Un augment anormal en el desplaçament volar del tendó en el seu recorregut sobre una articulació (per exemple, a causa de la pèrdua del

corresponent mecanisme de politja), es tradueix en un augment de l'escurçament necessària per poder flexionar l'articulació i, conseqüentment, en una reducció de la flexió total del dit.

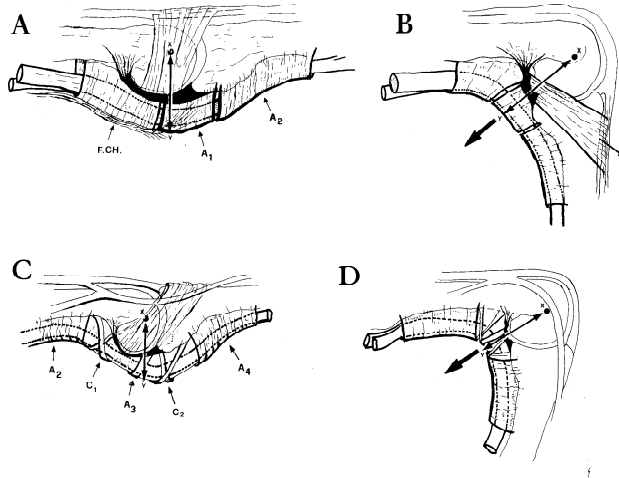


Figura 2.44: Mecanismes de politja que produeixen l'allunyament fisiològic dels tendons flexors a nivell de les articulacions digitals: A-B) Articulació MCF; C-D) Articulació IFP [Zancolli i Cozzi, 1993].

A més, es poden apreciar sobre els tendons flexors una sèrie de connexions sense cap missió mecànica. Es tracta dels *mesotendons* o *víncules* (Fig. 2.45). La funció d'aquests elements és la nutrició dels tendons. Es sol diferenciar dos tipus: *mesotendó curt* (víncula brevia) i *mesotendó llarg* (víncula longa).

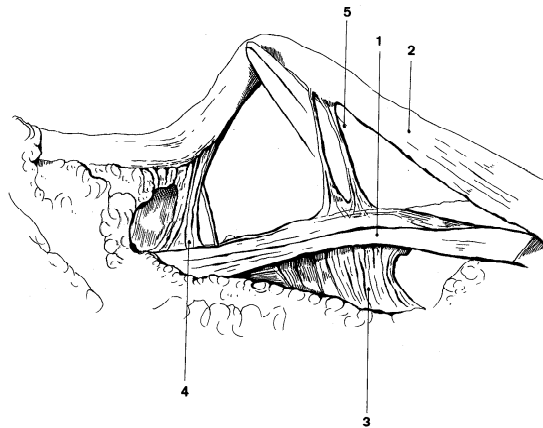


Figura 2.45: Sistema mesotendinos dels tendons flexors a nivell de les articulacions IF [Zancolli i Cozzi, 1993]: 1) FS; 2) FP; 3) Mesotendó curt del FS; 4) Mesotendó curt del FP; 5) Mesotendó llarg del FP.

2.3.2.2 Extensor comú (EC)

L'extensió dels dits es realitza gràcies a una complexa xarxa de tendons. La configuració d'aquesta xarxa és un punt de contínua controvèrsia. Molts són els estudis i disseccions que s'han realitzat per clarificar l'anatomia d'aquest sistema, però cadascun d'ells arriba a conclusions ben diferents.

En l'extensió dels dits intervenen músculs intrínsecs i extrínsecs. Els músculs extrínsecs són l'extensor comú i els extensors propis de l'índex i del menovell. Els músculs intrínsecs són els interossos i lumbricals. En aquest apartat es descriurà l'extensor comú, però serà impossible no fer referència a la resta degut a les connexions i dependències que presenten.

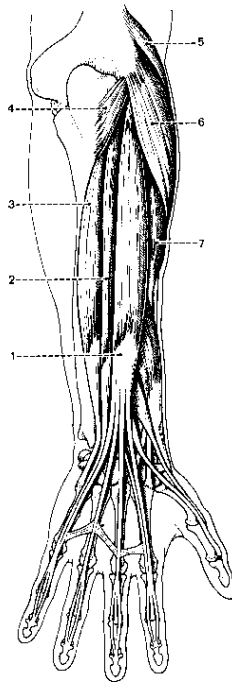


Figura 2.46: Vista dorsal de l'avantbraç, mostrant l'EC als llarg de tot el seu recorregut, juntament amb altres tendons extensors [Valentin, 1981]: 1) EC; 2) EM; 3) Extensor cubital del carp; 4) Anconeus; 5) Braquio-radial; 6) Extensor llarg del carp; 7) Extensor curt radial del carp.

Es sol parlar de l'existència d'un tendó EC per cadascun dels dits, que són reforçats en el cas dels dits índex i menovell per un tendó propi sobre la cara cubital [Tubiana i Valentin, 1964]. Però cal assenyalar que és ben sabut que la configuració i multiplicat d'aquests tendons varia en la zona compresa des del seu origen en la unió musculotendinosa fins al seu pas sobre l'articulació MCF [Schenck, 1964; von Schroeder i Botte, 1995]. En efecte, la distribució més comuna [Schenck, 1964] és:

- Un únic tendó propi per a l'índex (EI).
- Un únic tendó EC per a l'índex.
- Un únic tendó EC per al mig.
- Doble tendó EC per a l'anular.
- Cap tendó EC per al menovell.
- Doble tendó propi per al menovell (EM).

Però es pot trobar un doble tendó EI (16%), un doble (28%) o triple (16%) tendó EC per a l'índex, un únic (12%) o triple (16%) tendó EC per a l'anular, i un únic (19%) o doble (26%) tendó EC per al menovell.

L'EC comença a l'avantbraç, a la part més distal de l'húmer, com una única massa muscular, però prompte es divideix en quatre parts (Fig. 2.46). Aquesta separació és incompleta, existint una sèrie de connexions fibroses entre les distintes masses musculars. A més, ja en la cara dorsal de la mà, sobre els metacarp, existeixen altres connexions entre els tendons d'aquests músculs, la qual cosa fa que els moviments d'extensió dels diferents dits siguin interdependents. Per això, de vegades es considera l'EC com un sol múscul amb quatre tendons.

La configuració de l'EC en el seu recorregut sobre un dit és complexa. Es tracta d'una complicada xarxa de fibres que connecten l'EC amb els músculs intrínsecs i amb altres estructures de la mà, com puguin ser ossos, beines, etc. (Fig. 2.48, Fig. 2.47).

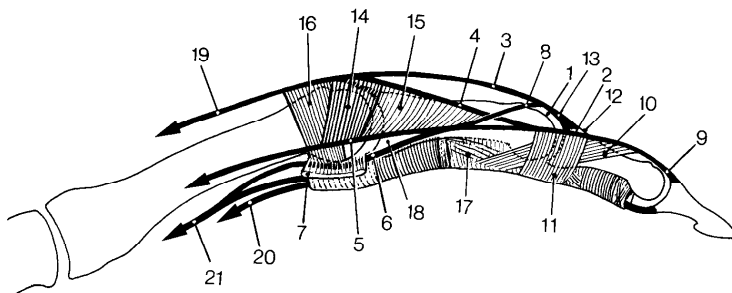


Figura 2.47: Esquema del mecanisme extensor i les seues connexions [Tubiana, 1981]. 1) Tendó extensor central; 2) Tendó extensor lateral; 3) Banda central de l'EC; 4) Banda lateral de l'EC; 5) Interossi; 6) Lumbrical; 7) Lligament transversal metacarpia; 8) Banda central de l'interossi; 9) Tendó extensor terminal; 10) Lligament retinacular oblic; 11) Lligament retinacular transversa; 12) Lligament triangular; 13) Tendó extensor central; 14) Fibres transversals de l'aponeurosi dorsal; 15) Fibres obliqües de l'aponeurosi dorsal; 16) Banda sagital; 17) Beina fibrosa dels tendons flexors; 18) Inserció de l'interossi en la base de la primera falange; 19) Tendó de l'EC; 20) Tendó del FS; 21) Tendó del FP.

A continuació es descriu l'EC en el seu recorregut sobre el dit, en sentit proximal-distal. El primer que s'observa sobre l'articulació MCF són les anomenades *bandes sagitals* (Fig. 2.49), que connecten el fibrocartil·lag glenoide amb el tendó extensor. Durant l'extensió de la falange proximal aquest tendó es desplaça proximalment, estirant de les bandes sagitals, tensionant-les, i per tant estirant del fibrocartil·lag glenoide, ajudant a l'elevació de la falange. Les bandes sagitals

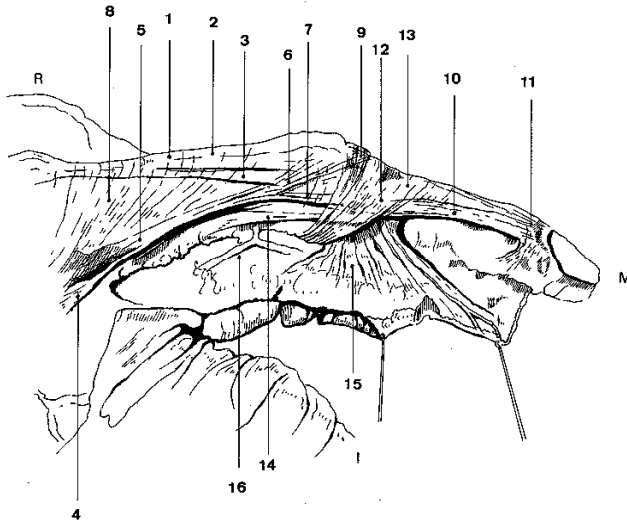


Figura 2.48: Dissecció de l'aparell extensor del dit del mig de la mà esquerra [Zancolli i Cozzi, 1993]: 1) Tendó EC; 2) Banda central EC; 3) Banda lateral EC; 4) Lumbrical; 5) Tendó interossi + Lu; 6) Banda central interossi; 7) Banda lateral interossi; 8) Aponeurosi dorsal; 9) Tendó extensor central; 10) Tendó extensor lateral; 11) Tendó extensor terminal; 12) Lligament retinacular transversal; 13) Lligament triangular; 14) Lligament retinacular oblic; 15) Lligament de Cleland; 16) Artèria colateral digital; R) Dit anular; M) Dit del mig; I) Dit índex.

mantenen la línia d'acció del tendó extensor [Dubouset, 1981], alhora que limiten l'escurçament del tendó extensor sobre les articulacions MCF [Tubiana i Valentin, 1964]. Mentre aquesta junta roman en posició d'hiperextensió extrema, l'EC no pot participar en l'extensió interfalàngica, i per tant aquesta extensió ha de ser realitzada pels músculs intrínsecs [Harris i Rutledge, 1972]. De vegades les bandes sagitals són dobles, formant un túnel per al pas dels tendons interossis.

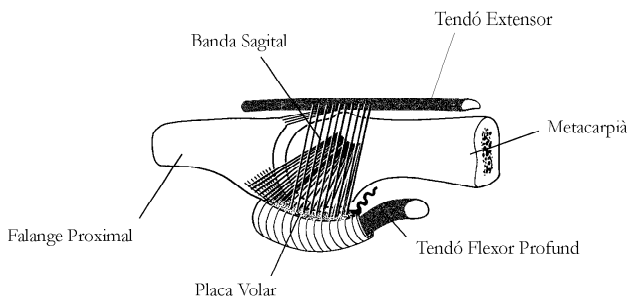


Figura 2.49: Vista esquemàtica de la banda sagital sobre l'articulació MCF [Tubiana, 1981].

Immediatament després de la banda sagital es troba l'*aponeurosi dorsal*, que és una capa tendinosa en forma de caputxa que es desplega des de l'EC, i que està unida als tendons interossis, que recorren per les vores laterals de la falange proximal. Les fibres més distals de les bandes sagitals es fusionen amb les fibres

proximals d'aquesta aponeurosi.

El tendó de l'EC discorre sobre la cara dorsal de la falange proximal, on es trifurca en tres bandes, una central i dues laterals. La *banda central de l'EC* reb la contribució d'unes bandes de fibres provinents dels tendons dels músculs interossis (*bandes centrals dels interossis*), formant l'anomenat *tendó extensor central*. Aquest tendó creua dorsalment l'articulació IFP i s'inserta fermament sobre la base de la falange medial.

Les *bandes laterals de l'EC* reben l'aportació de l'altra part de fibres dels tendons dels interossis que no han contribuït al tendó extensor central. La unió d'aquestes *bandes laterals dels interossis* amb les bandes laterals de l'EC formen els *tendons extensors laterals*. Aquests tendons creuen la junta IFP per els seus vessants radial i cubital, i es tornen a unir sobre el dors de la falange medial per formar el *tendó extensor terminal*. La separació entre els tendons extensors laterals està limitada per l'existència del *l·ligament triangular* entre aquests (Fig. 2.50), sobre el dors de la falange medial. El tendó terminal creua la junta IFD i s'inserta en la base de la falange distal.

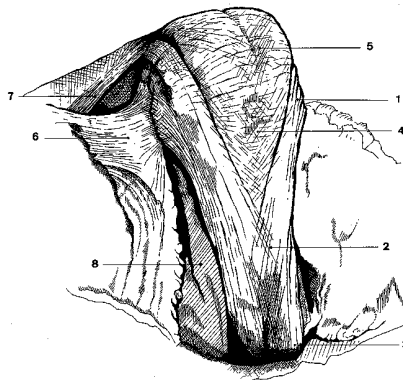


Figura 2.50: Aparell extensor sobre el dors de l'articulació IFP i falange medial, durant la flexió completa IF [Zancolli i Cozzi, 1993]: 1) Tendó extensor lateral; 2) Fibres entrecreuades dels tendons extensors laterals; 3) Tendó extensor terminal; 4) Lligament triangular; 5) Fibres arciformes transversals cobrint l'articulació IFP; 6) Lligament de Cleland; 7) Banda lateral EC; 8) Falange medial.

La trifurcació de l'extensor en dues bandes laterals i una central és el que fa possible que es produeixi l'extensió simultània de les articulacions IFP i IFD [Harris i Rutledge, 1972; Bendz, 1985; Zancolli i Cozzi, 1993], malgrat que altres autors fan responsable d'aquesta característica al lligament retinacular oblic, com es veurà més endavant. El desplaçament del tendó EC en direcció proximal sobre l'articulació IFP desplaça també els tendons laterals proximal i volarment, produint l'extensió de l'articulació IFD.

Gens clara és l'existència d'una inserció de l'EC sobre la base de la falange proximal. Mentre uns estudis conclouen la seua existència [Tubiana i Valentin,

1964; Zancolli i Cozzi, 1993], altres conclouen el contrari [Van Sint Jan, 1996]. Però el que sembla clar és que aquesta inserció, cas de existir, no realitza cap funció per a cap posició dels dits, excepte per a la hiperextensió de l'articulació MCF [Harris i Rutledge, 1972], ja que no es tensa més que en aquest darrer cas.

Els lligaments retinaculars són els lligaments que connecten la falange proximal amb els tendons extensors laterals. Es poden diferenciar dos estructures, una amb les fibres orientades transversalment a les falanges, i una altra amb les fibres obliqües, i que reben els noms de *ligament retinacular transversal* i *ligament retinacular oblic*, respectivament (Fig. 2.51).

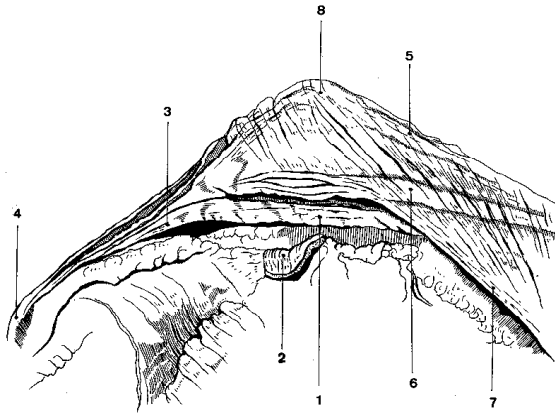


Figura 2.51: Lligament retinacular oblic [Zancolli i Cozzi, 1993]: 1) Lligament retinacular oblic; 2) Lligament retinacular transversal, seccionat; 3) Unió del lligament oblic amb el tendó extensor lateral; 4) Tendó extensor terminal; 5) Banda central EC; 6) Banda lateral EC; 7) Tendó interossi + Lu; 8) Tendó extensor central.

El lligament retinacular transversal comença a la part volar de l'articulació IFP, i a la beina del tendó flexor al mateix nivell, i acaba insertant a les bandes laterals, evitant la dislocació dorsal de les bandes quan es produeix l'extensió de l'articulació IFP [Smith, 1975]. El lligament retinacular oblic (normalment anomenat de Landsmeer) és una fina banda fibrosa que surgeix de la superfície palmar de la falange proximal, creua l'articulació IFP volarment a l'eix de rotació, i acaba insertant-se en el tendó extensor lateral a nivell de la falange medial. El lligament comença aproximadament sobre la segona tercera part de la falange proximal (politja A-2), i acaba insertant-se en el tendó extensor lateral, entre 4 i 6 mm distalment a l'articulació IFP. En el 70% dels casos, aquest lligament està suplementat per una contribució de la politja cruciforme C-1 [El-Gammal *et al*, 1993].

El paper que juga aquest lligament és motiu de contínua controvèrsia. Alguns autors el fan responsable de l'extensió i flexió simultànies de les articulacions IFP-IFD [Stack, 1962; Smith, 1975; Kapandji, 1996]: el lligament creua l'articulació IFP palmarment. En estendre l'articulació IFP el lligament es tensa (Fig. 2.52),

produint l'extensió automàtica de l'articulació IFD. Així mateix, la flexió de l'articulació IFD tensa el lligament, produint la flexió automàtica de l'articulació IFP.

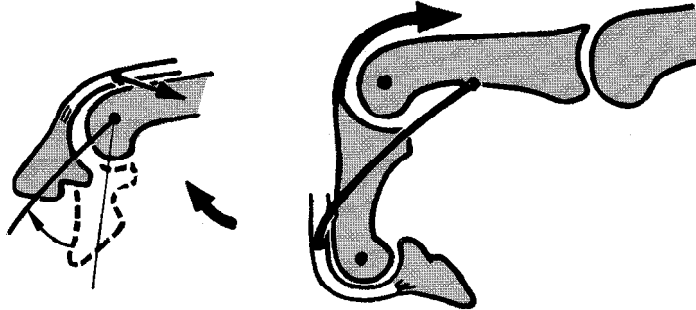


Figura 2.52: Mecanisme de flexió-extensió simultània [Kapandji, 1996].

Altres estudis afirmen que aquest lligament no es tensa durant el comportament normal de la mà, i que únicament ho fa sota circumstàncies molt concretes, com és el cas dels violinistes que exerceixen força amb la punta dels dits tenint flexionada l'articulació IFD i totalment en extensió l'articulació IFP [Harris i Rutledge, 1972; Bendz, 1985]. En aquest cas, el lligament tindria importància quan l'articulació IFP estiguera en extensió, i intentàrem flexionar l'articulació IFD per damunt d'un cert angle. S'han realitzat experiments per estudiar el seu efecte, com ara la seua eliminació, comprovant-se que la seua absència no afecta a la coordinació de moviments entre les articulacions IFD-IFP [Shrewsbury i Johnson, 1977]. Sembla que la coordinació de moviments durant l'extensió es deu a la presència de les bandes laterals i no a aquest lligament [Zancolli i Cozzi, 1993]; però el seu paper és important durant la flexió sincronitzada: en traccionar el tendó flexor profund, la falange distal *tendeix* a iniciar la seua flexió, produint tracció en direcció distal de la banda obliqua del lligament retinacular, que obliga a flexionar la falange medial. D'aquesta manera anticipa la flexió de la falange medial amb respecte de la distal, aconseguint un major angle de flexió en l'articulació IFP que en la IFD per a tot el recorregut de flexió digital. Açò ho comprova amb un experiment sobre un especímen, on en tallar els lligaments retinacular oblics observa que l'articulació IFD es flexiona anticipadament amb respecte a l'articulació IFP, i amb major flexió que en condicions normals.

2.3.2.3 Lumbrical (LU)

La principal característica d'aquest múscul és que comença i acaba sobre dos tendons. Té el seu origen sobre el FP, passa volarment sobre el lligament transversal metacarpià, i acaba insertant en el mecanisme extensor, sobre la banda lateral radial, apropant-se al dit amb un angle aproximat de 40° [Smith, 1975]. Generalment hi ha quatre lumbricals, de secció circular (Fig. 2.53), presentant de vegades una inserció en la base de la falange proximal. Els punts d'inserció dels lumbricals tercer i quart són variables, i el tercer lumbrical és absent ocasionalment [Eyler

i Markee, 1954]. Els lumbricals primer i segon tenen el seu origen sobre la cara radial dels tendons FP, mentre que el tercer i quart tenen el seu origen sobre els tendons FP adjacents [Zancolli i Cozzi, 1993].

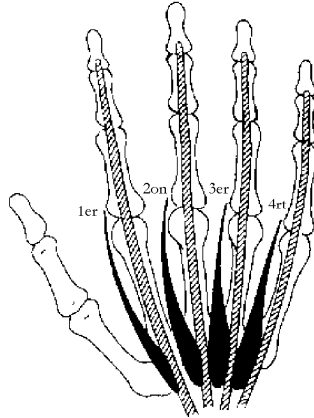


Figura 2.53: Vista palmar esquemàtica de la disposició dels lumbricals [Eyler i Markee, 1954].

Els músculs lumbricals afavoreixen l'extensió IF produïda pel tendó EC mitjançant l'estabilització de la falange proximal, impedit la hiperextensió, a més del seu efecte extensor directe [Zancolli i Cozzi, 1993]. Poden causar flexió de l'articulació MCF quan les articulacions IF estan en extensió total [Ranney *et al*, 1987]. A més, poden causar desviació radial de les articulacions MCF, però el seu poder de desviació radial és inferior al dels interossis.

És l'únic múscul capaç de relaxar el tendó del seu antagonista. Quan el lumbrical es contrau, estira en sentit proximal a la banda lateral, produint extensió de l'articulació IFP, i a la vegada estira del tendó FP en sentit distal, relaxant-lo, i per tant disminuint la seua acció sobre la flexió de l'articulació IFD [Smith, 1975].

2.3.2.4 Interossis

Cal diferenciar dos grups: els volars o palmars, i els dorsals, segons el seu origen sobre els metacarpians. A més, es sol parlar d'interossis proximals i distals (també mixtes) en funció de la seua inserció sobre el mecanisme extensor. Els *proximals* fan referència a aquells que inserten sobre la base de la falange proximal, mentre que els *distals* ho fan sobre el mecanisme extensor, en una posició més distal als anteriors.

Hi ha quatre *interossis dorsals* (ID). Comencen en les cares contigües dels dos ossos metacarpians que delimiten el seu espai (Fig. 2.54). El primer ID és de tipus proximal. A nivell de l'articulació MCF de l'índex es divideix en dos fascicles tendinosos: un fascicle profund que s'inserta en el tubèrcul lateral radial de la base de la falange proximal, i un fascicle superficial que forma les fibres transverses i oblíquies de l'aponeurosi dorsal del mecanisme extensor. Cap de les seues fibres connecta amb la banda lateral radial del mecanisme extensor del

dit índex (per això la seua classificació com a proximal), que en aquest cas està formada bàsicament pel primer múscul lumbrical. L'angle amb que arriben les fibres que inseren sobre l'articulació MCF és molt menut, de manera que només pot produir una feble flexió de la falange proximal, però una forta abducció; les fibres que formen l'aponeurosi tenen un angle major, produint una major flexió de la falange proximal, contribuint a l'estabilització del tendó EC sobre el cap del segon metacarpia durant la flexió del dit [Zancolli i Cozzi, 1993].

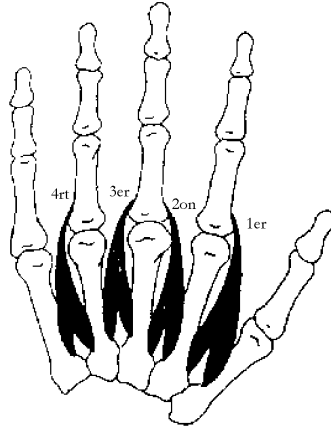


Figura 2.54: Vista dorsal esquemàtica de la disposició dels interòssis dorsals [Eyler i Markee, 1954].

El tercer ID és de tipus *distal*. A nivell de l'articulació MCF s'observen dos fascicles tendinosos, un que forma les fibres transversals i oblíquies de l'aponeurosi dorsal extensora, i un altre que contribueix a la banda lateral (en aquest cas cubital) del mecanisme extensor. No hi ha inserció de fibres apreciable sobre la base de la falange proximal (un 6% segons un estudi experimental [Eyler i Markee, 1954]). Produeix una forta flexió de la falange proximal, degut a la magnitud de l'angle amb que arriba sobre l'articulació MCF; a més, produeix l'extensió de les articulacions IF mitjançant la seua contribució al tendó extensor lateral.

Els ID segon i quart són de tipus *mixte*. A banda d'arribar fins el tubèrcul lateral de la base de la falange proximal mitjançant el fascicle profund, el fascicle superficial contribueix tant a l'aponeurosi dorsal, com a la banda lateral del mecanisme extensor. Un 40% de les fibres inseren sobre la falange proximal en el cas del quart ID, i un 50% en el cas del segon ID [Eyler i Markee, 1954]. El fascicle superficial d'aquests músculs arriba amb un angle molt obert sobre l'articulació MCF, estant un poderós flexor sobre la falange proximal. El fascicle profund té un fort efecte en la producció de moviment digital lateral, de igual manera que el primer ID, degut a les seues insercions òssies [Zancolli i Cozzi, 1993].

Només hi ha 3 *interòssis volars* (IV), un per al dit índex en la seua cara cubital, un per a l'anular en la seua cara radial, i un per al menovell en la seua cara radial (Fig. 2.55). Cadascun d'ells té el seu origen prop de la base de l'os metacarpia del

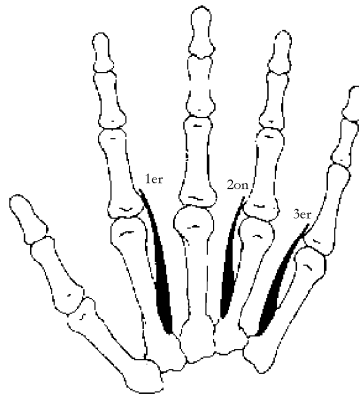


Figura 2.55: Vista palmar esquemàtica de la disposició dels interossos volars [Eyler i Markee, 1954].

dit sobre el que actua, concretament als lligaments carpians. Tots ells són de tipus distal, això és, les seues fibres distals arriben fins a l'aparell extensor per formar la banda lateral. Produeixen una forta flexió de la falange proximal, degut a la magnitud de l'angle amb que arriben sobre l'articulació MCF; a més, produeixen l'extensió de les articulacions IF mitjançant la seua contribució al tendó extensor lateral.

2.3.2.5 Extensors propis de l'índex (EI) i del menovell (EM)

L'EI és conegut com el múscul assenyalador, perquè fa possible l'extensió independent del dit índex amb la resta dels dits totalment flexionats. Posseeix un llarg tendó que inserta sobre la cara cubital de l'EC del dit índex (Fig. 2.56), amb el qual es confon sobre l'articulació MCF [Wehbé, 1995]. Aquesta inserció cubital pot produir, de vegades, un poc d'adducció sobre l'articulació MCF del dit índex. Si bé aquesta situació és la més comuna, estudis realitzats per alguns autors [Schenck, 1964; von Schroeder i Botte, 1995; Gonzalez *et al*, 1996] confirmen que es poden presentar altres configuracions (Fig. 2.57).

El tendó del EM es divideix en dos, amb certa independència l'un de l'altre. El tendó més radial presenta una connexió tendinosa amb l'EC del dit anular, i ja sobre el menovell s'uneixen a aquest tendó els interossos i lumbrical. L'EM és abductor del dit menovell, mentre que la banda tendinosa que connecta amb l'EC és adductora, de manera que aquestes dues accions es compensen. Estudis similars als esmentats per a l'EI [Schenck, 1964; von Schroeder i Botte, 1995] assenyalen que també per a l'EM existeix una certa variació en la multiplicitat del seu tendó, de manera que a banda de la situació més comuna de desdoblament del tendó, també es poden trobar casos on no existeix aquest desdoblament, o altres on es tracta d'una trifurcació en compte d'una bifurcació.

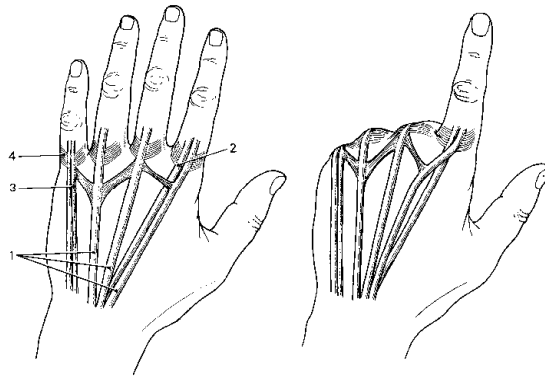


Figura 2.56: Disposició dels tendons extensors sobre la part dorsal de la mà [Fahrer, 1981a]: 1) EC; 2) EI; 3) EM; 4) Bandes sagitals.

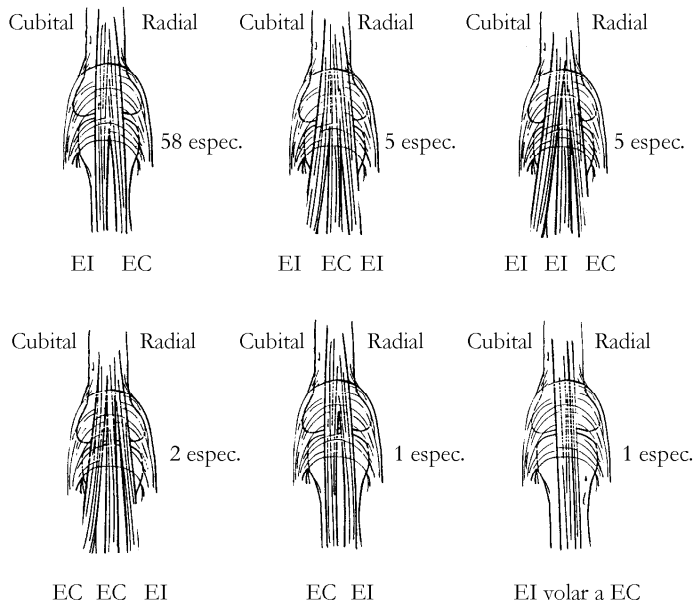


Figura 2.57: Variació en la posició relativa dels tendons extensors sobre l'articulació MCF del dit índex [Gonzalez *et al*, 1996]. Resultats obtinguts de la dissecció de 72 especimens.

2.3.2.6 Músculs de la regió hipotenar: Flexor curt del menovell (FCM), Abductor del menovell (AM), Oponent del menovell (OPM)

L'*eminència hipotenar* està composta pels tres músculs intrínsecs que actuen sobre el dit menovell. El *flexor curt del menovell* és absent en molts casos [Fahrer, 1981b], i quan és present es tracta d'una massa muscular cilíndrica amb diàmetre inferior als 2 mm. Té el seu origen sobre el lligament anular i sobre l'apòfisi unciniforme (Fig. 2.58), i inserta, juntament amb l'AM, sobre el tubèrcul cubital de

la base de la falange proximal del menovell.

L'*abductor del menovell* té el seu origen sobre la cara palmar de l'os pisiforme i el lligament anular (Fig. 2.58). Inserta en la càpsula de l'articulació MCF del menovell, i en el sesamoide cubital d'aquesta articulació. També té una inserció sobre l'aponeurosi dorsal de l'aparell extensor del menovell.

L'*oponent del menovell* té el seu origen sobre la vora inferior del lligament anular i l'apòfisi unciforme, i inserta sobre la cara interna del cinqué metacarpia, de forma semblant a com ho fa l'OPP sobre el polze.

L'OPM flexiona el cinqué metacarpia sobre el carp, alhora que li confereix una component de rotació longitudinal de supinació. El FCM i l'AM flexionen la falange proximal i produeixen abducció. L'AM es pot considerar un equivalent d'un ID sobre el menovell.

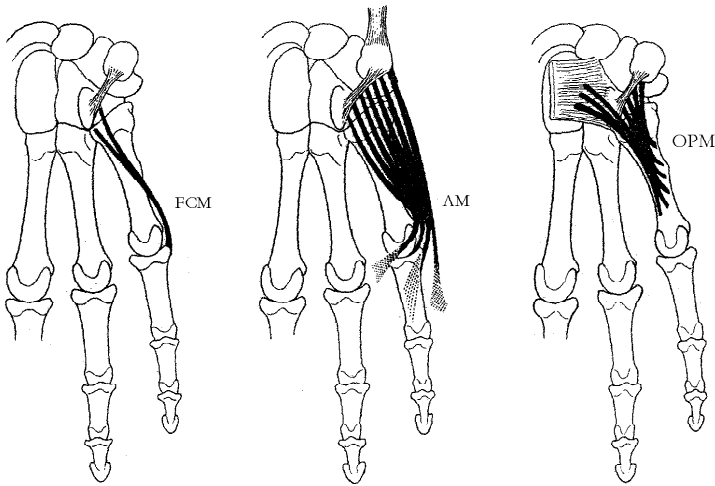


Figura 2.58: Vista palmar dels músculs de la regió hipotenar [Fahrer, 1981b].

2.3.3 Conclusions

A mode de resum es presenten a continuació unes taules que descriuen les característiques principals de les articulacions i unitats musculotendinoses dels dits, descrites anteriorment. La taula 2.5 mostra els distints tipus d'articulacions i els moviments preferents que presenten.

Taula 2.5: Articulacions dels dits. Tipus i moviments preferents.

Articulació	Tipus	Moviments preferents
MCC	Artròdia	Flexió-Extensió (molt limitada)
MCF	Condília	Flexió-Extensió/Abducció-Adducció
IFP	TrocLEAR	Flexió-Extensió
IFD	TrocLEAR	Flexió-Extensió

Taula 2.8: Origen i insercions dels músculs-tendons dels dits.

Múscul	Origen	Inserció
FP	Avantbraç (capa dorsal profunda)	Vessant volar de la base de la Falange distal
FS	Avantbraç (capa volar superficial)	Vessant volar de la base de la Falange medial
EC	Avantbraç (capa dorsal superficial)	Vessant dorsal de la base de les falanges medial i distal
LU	FP	Vessant radial del Mecanisme extensor
ID (1^{er} i 2^{on})	Cares contigües del Metacarpians adjacents	Vessant radial de la base de les falanges proximals i del Mecanisme extensor
ID (3^{er} i 4^{rt})	Cares contigües del Metacarpians adjacents	Vessant cubital de la base de les falanges proximals i del Mecanisme extensor
IV (1^{er})	Vessant cubital de la base del 1 ^{er} Metacarpia	Vessant cubital de la base de les falanges proximals i del Mecanisme extensor
IV (2^{on} i 3^{er})	Vessant radial de la base del 4 ^{rt} o 5 ^é Metacarpia	Vessant radial de la base de les falanges proximals i del Mecanisme extensor
EI	Avantbraç (capa dorsal profunda)	Es fusiona amb l'EC
EM	Avantbraç (capa dorsal profunda)	Similar a l'EC
FCM	Lligament anular i apòfisi unciforme	Tubèrcul cubital de la base de la 5 ^{ena} falange proximal
AM	Cara palmar de l'os pisiforme i lligament anular	Càpsula MCF, sesamoide cubital i mecanisme extensor
OPM	Os pisiforme i lligament anular	Cara interna del 5 ^é Metacarpia

Capítol 3

Antecedents

3.1 Introducció

La major part de les interaccions mecàniques amb el món que ens envolta les realitzem mitjançant les mans. Les mans ens permeten realitzar una gran quantitat de tasques d'allò més diferents, des d'exercir elevades forces (per exemple, emprant un martell) fins realitzar treballs de gran precisió (com per exemple, el tall amb bisturí dels cirurgians). Aquesta versatilitat és possible gràcies a una complexa constitució: un gran nombre d'ossos interconnectats amb distintes articulacions, una complicada musculatura i un dens sistema nerviós. Aquesta complexitat és ja evident des del punt de vista cinemàtic: la mà disposa de més de 20 graus de llibertat. Per controlar aquestos graus de llibertat hi ha els músculs, tendons i lligaments.

Per poder realitzar anàlisis qualitatives o quantitatives sobre aquesta complexa realitat que és la mà, cal utilitzar representacions matemàtiques simplifiades. Aquestes representacions simplifiades són el que habitualment coneixem com *models biomecànics* de la mà humana. Es tracta de la descripció de la mà com si d'un aparell mecànic es tractara: els distints elements que la componen es defineixen en termes d'enginyeria i sobre el sistema resultant s'apliquen les lleis de la Mecànica. Cal fer èmfasi en que es tracta de la producció d'un *model matemàtic simplificat* del problema real, de manera que en funció de quines hagen estat les simplifiacions realitzades dependrà en gran mesura la utilitat i validesa del model.

Un model ha d'incloure tots aquells paràmetres necessaris per simular de forma satisfactòria la realitat a estudiar, i a ser possible, no més dels estrictament necessaris per facilitar l'obtenció de conclusions. L'elecció dels paràmetres sol ser intuïtiva i basada en observacions del sistema a analitzar i dels seus moviments. Quant als valors dels paràmetres, aquestos s'han d'anar adaptant (sempre dintre d'un rang realista) per aconseguir que el comportament del model coincidisca amb el de la realitat que intenta simular. Si amb la variació dels paràmetres no s'aconsegueix una similaritat satisfactòria entre model i realitat, caldrà millorar el model d'altra manera, com puga ser la inclusió de nous paràmetres.

En el procés de desenvolupament d'un model biomecànic, i per tal de corregir-lo, s'han de realitzar comparacions entre les prediccions o estimacions realitzades amb ells i les dades experimentals disponibles. Cal assenyalar, però, que la verificació experimental d'una única conclusió (o d'un conjunt d'elles) no valida el model en absolut, sinó que únicament li dona suport. La validació dels models biomecànics és una tasca difícil (de vegades impossible) i laboriosa, i sovint no es duu a terme. En molts casos, la dificultat radica en la impossibilitat de quantificar de manera suficientment acurada distintes quantitats, com puguen ser les propietats dels teixits biològics, contínuament sotmesos a canvis produïts per processos metabòlics; aquestos processos tenen relació amb el creixement, l'envelliment i l'adaptació del cos humà a distintes condicions de càrrega.

Abans d'entrar de plé en la descripció dels models biomecànics de la mà existents a la literatura, és convenient realitzar una primera classificació en funció dels distintes objectius habitualment perseguits. Aquesta classificació permetrà valorar la validesa de les aproximacions realitzades en cada cas, d'acord amb la finalitat perseguida i les conclusions que s'hagen deduït a partir dels resultats obtinguts de la utilització del model.

En aquest sentit, es proposa diferenciar quatre tipus de models:

1. *Models biomecànics funcionals*: Cronològicament, són els primers que surzeixen. Intenten explicar i clarificar la funcionalitat de diferents elements anatòmics. Així, són nombrosos els treballs que estudien la funció del múscul lumbrical [Thomas *et al*, 1968; Leijnse i Kalker, 1995] o la necessitat de la presència dels músculs intrínsecs per establir la cadena de segments ossis que componen el dit [Spoor i Landsmeer, 1976; Storace i Wolf, 1979; Storace i Wolf, 1982; Spoor, 1983]. Un altre dels temes habituals és el de clarificar les distintes opinions que es troben a la literatura sobre la causa de la coordinació del moviment existent entre les articulacions interfalàngiques dels dits [Buchner *et al*, 1988; Lee i Rim, 1990]. També s'engloben dins d'aquest tipus els models que estudien les causes i efectes de distintes patologies de la mà humana, tals com les deformitats en *boutonnière* i *coll de cigne*, la ruptura del lligament triangular o el desplaçament volar del tendó extensor [Smith *et al*, 1964; Storace i Wolf, 1979; Storace i Wolf, 1982].
2. *Models biomecànics de planificació mèdica*: Es tracta d'aquells models desenvolupats per intentar ajudar els metges en la planificació i optimització de les seues intervencions quirúrgiques, per aconseguir recobrar la funció de la mà de la millor forma possible. Aquestos models tracten bàsicament de l'avaluació de transplantaments de tendons i d'implantacions protèsiques [Hirsch *et al*, 1974; Casolo i Lorenzi, 1994; Giurintano i Hollister, 1994]. Altres treballs se centren en la recuperació (parcial) de la funcionalitat de la mà sota diferents patologies neuromusculars [Mansour *et al*, 1994; Esteki i Mansour, 1997]. Aquestes patologies es presenten quan la inervació de les fibres musculars no es produeix correctament, afectant per tant l'acció mecànica dels músculs, que es realitza per la contracció de les fibres musculars com a resposta de la seua inervació.

3. *Models biomecànics per a l'estudi de tasques:* S'inclouen dintre d'aquest grup models ben diferents, però que d'una manera o altra estan relacionats amb l'estudi de tasques o activitats realitzades amb les mans. Així per exemple, els models per estimar esforços interns durant la realització de distintes tasques [Chao *et al.*, 1976; Cooney i Chao, 1977; Berme *et al.*, 1977; Purves i Berme, 1980; Toft i Berme, 1980; Armstrong, 1982; Giurintano *et al.*, 1995; Brook *et al.*, 1995], models que estudien la millor manera de realitzar una determinada tasca [Harding *et al.*, 1993], o d'altres que estimen la capacitat d'exercir força per a diferents tipus d'agarrada [Buchholz *et al.*, 1988; Lee i Rim, 1990].
4. *Models gràfics:* Són aquells que es limiten a l'anàlisi de les possibilitats de moviment, per estudiar les diferents postures que pot adoptar la mà, per exemple, amb referència amb un determinat objecte que ha d'agarrar [Buchholz i Armstrong, 1992; Davidoff i Freivalds, 1993; Vergara i Pérez, 1996]. Es tracta de models purament gràfics, utilitzats sobre tot en el camp de l'Ergonomia. En aquest cas s'ha omès intencionadament l'adjectiu *biomecànic* de la denominació dels models, per incidir en que no fan ús de les lleis de la Mecànica. D'ara endavant, quan es parle de models biomecànics, s'entendrà que es fa referència única i exclusivament a models dels tres primers tipus. A causa de les marcades diferències constitutives dels models gràfics respecte de la resta, seran tractats posteriorment en el punt 3.3.

3.2 Models biomecànics

Les tasques que desenvolupa la mà poden agrupar-se en dos tipus: d'una banda estan aquelles on la mà immobilitza un objecte, i que habitualment es coneixen com *agarrades estàtiques o isomètriques*; i d'altra banda estan aquelles que impliquen la *manipulació* de l'objecte agarrat. Per estudiar la resposta de les distintes estructures que componen la mà humana durant l'execució d'una agarrada isomètrica, serà suficient la utilització d'un model que realitzi una anàlisi estàtica sobre la mà, la qual cosa es tradueix en l'aplicació dels corresponents balanços de forces i moments. Si pel contrari es pretén extreure algun resultat referent a una acció de manipulació, s'hauran d'aplicar les equacions de la dinàmica, en qualsevol de les seues formulacions. En alguns casos es podran realitzar anàlisis quasi-estàtiques per estudiar manipulacions, si el moviment és suficientment lent com per menysprear els termes deguts a la inèrcia. En qualsevol cas, s'haurà de realitzar una valoració de l'error que es comet en realitzar aquesta aproximació. En aquest sentit els models poden classificar-se com *estàtics, dinàmics i quasi-estàtics*. Tots els models, però, presenten un mateix plantejament en línies generals, que s'exposa a continuació.

3.2.1 Plantejament general del problema

Per modelar la mà, sol considerar-se que està formada per un conjunt de sòlids rígids (segments ossis) connectats per una sèrie d'enllaços (o articulacions), sotmesos a l'acció dels músculs, tendons i dels esforços externs, fruit de la interacció amb els objectes que es manipulen, o amb altres parts de la mà.

El primer pas en el desenvolupament d'un model biomecànic de la mà és l'abstracció del sistema a un conjunt de segments rígids units per uns enllaços determinats, de manera que pugui reproduir, de forma suficientment acurada, la cinemàtica de la mà. A l'apartat 3.2.2 es tracta aquest punt, partint de l'anàlisi de la cinemàtica de les articulacions. S'estudia la modelització de cadascuna de les cadenes de sòlids necessàries, corresponents a cadascun dels dits que componen la mà.

Els paràmetres necessaris per definir la cinemàtica d'aquestes cadenes es redueixen a les longituds dels segments que les componen i a les orientacions dels eixos de rotació entre ells. Per realitzar anàlisis dinàmiques s'ha d'afegir la posició dels centres de gravetat dels segments, i les seues propietats màssiques (pes i moments d'inèrcia).

Una vegada definides aquestes cadenes, el següent pas de la modelització és la consideració dels elements actuant sobre elles. Els ossos estan sotmesos a l'acció de músculs, tendons i lligaments, que permeten contrarestar els esforços externs i són els responsables del moviment resultant. A més, la configuració de la xarxa de tendons intervé de manera decisiva en el comportament cinemàtic de la mà. La modelització de músculs i tendons és un dels punts més importants en el desenvolupament d'un model biomecànic de la mà, i s'estudia detingudament a l'apartat 3.2.3.

Cadascun dels sòlids que componen les distintes cadenes es troba en equilibri (estàtic o dinàmic segons el cas) sota aquestes accions, de manera que, una vegada modelats músculs i tendons, és possible escriure les corresponents equacions d'equilibri, que descriuen el comportament del sistema (en aquest cas, la mà humana). En la pràctica totalitat dels estudis biomecànics de la mà, el que interessa és conèixer els esforços interns (bàsicament esforços en músculs, en lligaments i reaccions en articulacions) que contraresten uns determinats esforços externs, o que produeixen un determinat moviment. Es tracta, doncs, d'un problema de *dinàmica inversa*. La impossibilitat de mesurar els esforços musculars in-vivo es tradueix en que el plantejament del problema de dinàmica directa no tinga massa sentit. Això no obstant, en alguns casos molts puntuals (com pugui ser l'anàlisi de patologies neurològiques), pot resultar interessant considerar coneguda la distribució d'esforços musculars per analitzar la resposta del sistema.

La resolució de les equacions d'equilibri, juntament amb la consideració d'una sèrie de restriccions que s'analitzen amb més detall a l'apartat 3.2.4, condueix a la resolució del problema. Això no obstant, a l'apartat 3.2.6 es veurà com la resolució del sistema d'equacions a què s'arriba no és evident, ja que és indeterminat, en donar-se el cas que el número d'equacions disponible és inferior al d'incògnites.

A continuació s'analitzen detalladament totes aquestes qüestions.

3.2.2 Cinemàtica de les articulacions

En el desenvolupament d'un model biomecànic el primer pas (i fonamental) és l'elecció del conjunt de paràmetres antropomètrics que defineixen de manera adequada la cinemàtica de les articulacions que uneixen els segments ossis [Casolo i Lorenzi, 1994]. El moviment relatiu entre dos segments ossis consecutius sotmesos a l'acció de tendons i esforços externs es realitza seguint una determinada trajectòria, definida per les restriccions imposades principalment per les superfícies articulars, juntament amb els lligaments que envolten l'articulació. Aquestes estructures, com ja s'ha pogut observar al capítol 2, són realment complexes i fortament dependents de l'anatomia particular de cada individu, la qual cosa converteix aquest punt de la modelització en un pas crític. De fet, per evitar el problema la majoria dels investigadors paren atenció únicament al moviment fisiològic resultant de les articulacions, sense tenir en compte l'estructura restrictora [Casolo i Lorenzi, 1994]. Aquesta simplificació del problema és raonable per a la majoria d'aplicacions, però caldrà anar en compte per exemple quan s'estiguen planejant implantacions protèsiques, ja que l'èxit d'una implantació protèsica depèn en gran mesura de la reconstrucció dels teixits lleugers que envolten l'articulació, i no únicament del disseny de la pròtesi [Chao *et al*, 1976].

En aquest sentit, és útil la utilització del concepte d'*eix instantani de rotació (EIR)*. Quan s'estudia la modelització d'articulacions on predomina el moviment segons un únic grau de llibertat, de la mesura del moviment de l'EIR es pot deduir si és suficientment acurada la consideració d'un eix de rotació fixe entre els segments que uneix l'articulació per simular el seu moviment relatiu. Quan es presenten més graus de llibertat l'estudi es complica, en no poder aïllar, en general, els moviments corresponents a cada grau de llibertat. Malauradament, són pocs els treballs que, en aquest sentit, es troben a la literatura.

En aquesta línia, s'ha estudiat el comportament de l'EIR de l'articulació MCF dels dits medial i anell [Youm *et al*, 1978]. En aquest treball es conclou que, si bé l'EIR del moviment relatiu entre metacarpià i falange proximal no és fixe, el seu moviment és suficientment menut com per obviar-lo en la majoria de models. A falta de millors dades, es podria extrapolar aquesta conclusió a totes les articulacions dels dits 2^{on} - 5^é (novament, aquesta aproximació no seria segurament suficientment acurada per realitzar estudis d'implantacions protèsiques). De fet, tots els treballs que es troben a la literatura utilitzen eixos de rotació fixes per aquestes articulacions, a excepció d'algun treball molt específic sobre l'articulació MCF [Pagowski i Piekarski, 1977].

Per al dit polze, en canvi, sí que existeixen treballs experimentals que comproven la validesa de la utilització d'eixos de rotació fixes [Hollister *et al*, 1992; Hollister *et al*, 1995]. Això no obstant, aquests estudis al voltant dels eixos de rotació del polze surgen sobretot per la preocupació dels autors d'aquests treballs sobre la posició i orientació dels eixos. En efecte, la major part dels models biomecànics de la mà que es troben a la literatura consideren eixos de rotació fixes, i assumeixen que la seua orientació és perpendicular sempre a l'eix longitudinal del segment ossi. Més encara, per aquelles articulacions que presenten dos graus de llibertat,

donen per suposat que els dos eixos de rotació corresponents són perpendiculars entre ells i que s'intersecten en un punt (com si d'una junta universal es tractara). Segons els resultats experimentals d'aquests treballs per al dit polze, és factible la modelització de les articulacions entre els segments ossis considerant eixos de rotació fixes, però en cap cas aquests eixos es poden considerar perpendiculars als segments ossis ni entre si (Fig. 3.1).

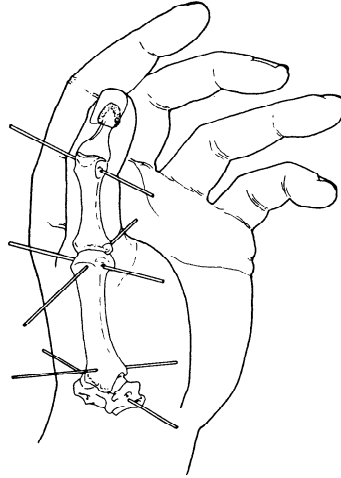


Figura 3.1: Eixos de rotació del polze [Brand i Hollister, 1992].

El sòlids rígids que formen part del model de la mà poden ser agrupats en una sèrie de cadenes obertes corresponents a cadascun dels dits. A continuació es presenten les característiques principals d'aquestes cadenes. S'enumeren d'1 a 5, començant pel polze i avançant en sentit cubital fins al dit menovell:

1. La primera de les cadenes representa el dit polze. Està composta pels ossos: Trapezi, primer metacarpí, primera falange proximal i primera falange distal. Cas de no considerar els moviments de la canella, el trapezi es considera element fixe. Habitualment aquesta cadena se la considera amb 5 graus de llibertat [Giurintano *et al*, 1995; Cooney i Chao, 1977], corresponents a:
 - (a) Flexió-Extensió articulació IF
 - (b) Abducció-Adducció articulació MCF
 - (c) Flexió-Extensió articulació MCF
 - (d) Abducció-Adducció articulació MCC
 - (e) Flexió-Extensió articulació MCC

Això no obstant, distints autors proposen la utilització d'altres graus de llibertat. La variació més habitual correspon a la modelització de l'articulació

MCF amb un únic grau de llibertat corresponent a la flexió [Esteki i Mansour, 1997], i altres autors han apuntat la possibilitat de la modelització de l'articulació MCC considerant 3 graus de llibertat [Kapandji, 1981a].

2. La segona cadena representa el dit índex. Està composta pels ossos: Segon metacarpí, segona falange proximal, segona falange medial i segona falange distal. El primer metacarpí es sol considerar unit rígidament als ossos de la canella, de manera que en cas de no considerar els moviments d'aquesta última, el metacarpí de l'índex es considera element fixe. Generalment es considera que posseeix 4 graus de llibertat [Valero-Cuevas *et al*, 1998; Brook *et al*, 1995; Biryukova i Yourovskaya, 1994], corresponents a:

- (a) Flexió-Extensió articulació IFD
- (b) Flexió-Extensió articulació IFP
- (c) Abducció-Adducció articulació MCF
- (d) Flexió-Extensió articulació MCF

En algun cas aïllat s'apunta la possibilitat de la modelització de l'articulació MCF amb 3 graus de llibertat, corresponents a flexió, abducció i pronació [Kapandji, 1981a].

3. La tercera cadena representa el dit medial. Està composta pels ossos: Tercer metacarpí, tercera falange proximal, tercera falange medial i tercera falange distal. Aquesta cadena és anàloga a la segona, amb el mateixos graus de llibertat [Craig, 1992]. El metacarpí del dit medial sol considerar-se rígidament unit a la canella, i per tant no posseeix moviment relatiu respecte del segon metacarpí.
4. La quarta cadena representa el dit anell. Està composta pels ossos: Quart metacarpí, quarta falange proximal, quarta falange medial i quarta falange distal. És una cadena anàloga a les cadenes 1^a i 2^a, exceptuant que el metacarpí no pot considerar-se unit rígidament amb la canella. Així, habitualment es consideren 5 graus de llibertat [Kapandji, 1996], corresponents a:

- (a) Flexió-Extensió articulació IFD
- (b) Flexió-Extensió articulació IFP
- (c) Abducció-Adducció articulació MCF
- (d) Flexió-Extensió articulació MCF
- (e) Flexió-Extensió articulació MCC

En alguns models [Biryukova i Yourovskaya, 1994] es menysprea la flexió de l'articulació MCC.

- La cinquena i última cadena correspon al dit menovell. Està composta pels ossos: Cinqué metacarpia, cinquena falange proximal, cinquena falange medial i cinquena falange distal. Es consideren els mateixos graus de llibertat que a la cadena anterior [Craig, 1992].

Cal assenyalar que els treballs que modelen les articulacions que presenten més d'un grau de llibertat amb eixos de rotació que no intersecten en un punt [Giurintano *et al*, 1995; Biryukova i Yourovskaya, 1994], necessiten incorporar un segment addicional virtual entre els eixos consecutius d'una mateixa articulació. Així per exemple, per al cas de considerar els 5 graus de llibertat esmentats anteriorment per al polze, la consideració d'eixos no intersectants implica la utilització d'una cadena amb 5 elements mòbils (3 ossos i 2 virtuals).

3.2.3 Modelització dels tendons

El primer pas en la modelització dels tendons és l'elecció de la configuració de la xarxa de tendons actuant sobre els segments ossis. Aquesta elecció és funció de l'objectiu que es persegueix en cada cas amb el model biomecànic que es desenvolupa. El dit índex, per exemple, pot modelar-se considerant o no les connexions existents entre els tendons (Fig. 3.2), però amb un model que no considere les connexions no serà possible estudiar, per exemple, el comportament quan es produeix la ruptura de les bandes laterals del sistema extensor.

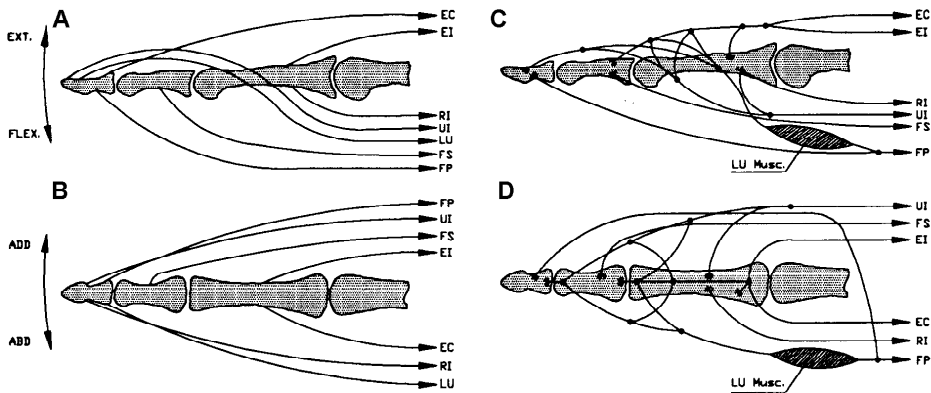


Figura 3.2: Configuració de la xarxa de tendons sobre l'índex: sense connexions intertendinoses (A-B) i amb connexions intertendinoses (C-D) [Casolo i Lorenzi, 1994].

Una vegada escollida la configuració de la xarxa de tendons adient per poder simular el problema a estudiar, el següent pas és la definició dels punts d'inserció als ossos i les trajectòries per a cadascun dels tendons en el seu recorregut sobre les cadenes òssies que componen la mà. La trajectòria dels tendons depèn de les restriccions que el lliguen al dit. Així per exemple, els tendons flexors dels dits circulen per dins de les beines en el seu recorregut per les falanges, seguint una trajectòria més o menys constant en aquestes zones, independentment de la

postura dels dits [Zancolli i Cozzi, 1993]. En canvi, el seu recorregut per creuar les articulacions està menys restringit, permetent el seu allunyament de l'eix de rotació en augmentar el grau de flexió. Més endavant es veurà que no és necessari definir la trajectòria del tendó al llarg de tot el seu recorregut en tots els casos.

Els tendons estan formats per teixit fibrós dens, de disposició regular, constituint estructures molt complexes amb característiques funcionals úniques [Comín *et al*, 1998]. Els principals components d'aquest teixit són el colàgen (proteïna que presenta una resistència a tracció similar a la del acer) i l'elastina (proteïna que presenta unes propietats elàstiques notables), amb una proporció major de colàgen. La corba càrrega-deformació típica d'un tendó està representada a la figura 3.3. L'ordre de les deformacions que pateixen és inferior als 5mm, de manera que se solen considerar com elements inextensibles.

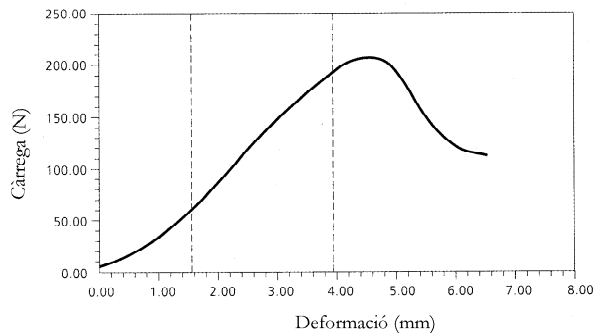


Figura 3.3: Corba càrrega-deformació d'un tendó [Woo *et al*, 1976].

La pràctica totalitat dels treballs que es troben a la literatura considera els tendons en el seu pas per les beines com un sistema ideal cable-politja sense fricció [Valero-Cuevas *et al*, 1998; Brook *et al*, 1995; Giurintano *et al*, 1995; Biryukova i Yourovskaya, 1994]. D'aquesta manera, un mateix tendó està sotmès a una única tensió en qualsevol de les seues seccions, si no hi ha cap desdoblament o connexió d'altre tendó.

A l'hora de considerar l'acció dels tendons sobre els segments ossis es poden distingir dos enfocaments:

1. El primer enfocament es basa en el coneixement de la línia d'acció de l'esforç de cada tendó en el seu pas sobre cada articulació. D'aquesta manera es poden aïllar distints sistemes de segments ossis i plantejar sobre ells les equacions d'equilibri (Fig. 3.4, 3.5).

El problema fonamental d'aquest enfocament radica en la dificultat per definir la línia d'acció de forma suficientment acurada. Com a exemple es considerarà el tendó del FP en el seu pas per l'articulació IFP. Si s'intenta aïllar la falange medial de la proximal per dibuixar el diagrama de cos lliure corresponent, s'ha de *seccionar* el dit a nivell d'aquesta articulació. És evident que si entre les politges anulars A2 i A4 el tendó realitzara el seu recorregut

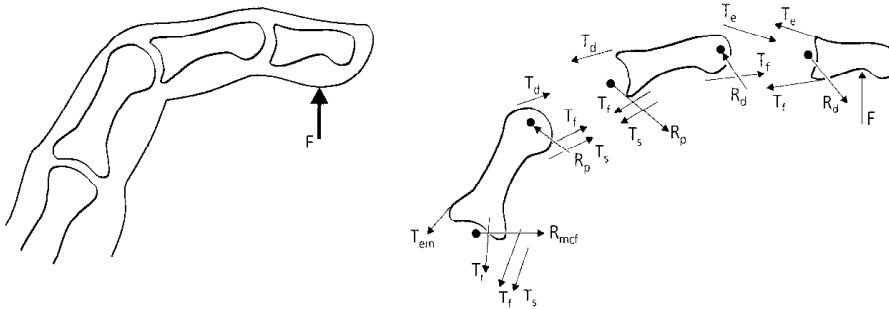


Figura 3.4: Exemple de la utilització de diagrames de cos lliure considerats per plantejar les equacions d'equilibri .

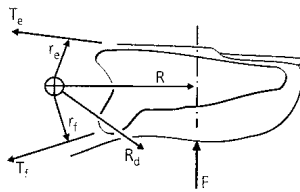


Figura 3.5: Diagrama de cos lliure de la falange distal.

completament lliure, la trajectòria seria una recta que uniria la sortida de la politja anular A2 amb l'entrada a la politja anular A4 (Fig. 3.6). La línia d'acció del tendó seria la d'aquesta recta, i a l'hora de seccionar tindria igual fer-ho per qualsevol secció entre les politges anulars A2 i A4, ja que la línia d'acció no canvia.

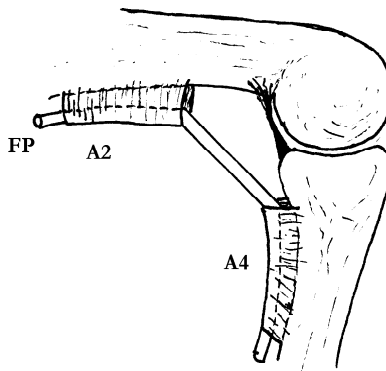


Figura 3.6: Configuració del tendó si circulara lliurement entre les politges A2 i A4.

Però aquest no és el cas que es produeix en la realitat [Zancolli i Cozzi, 1993]. La trajectòria del tendó és similar a un arc, degut principalment a les restriccions imposades per les politges cruciformes C1 i C2, juntament amb

la politja anular A3 (Fig. 3.7).

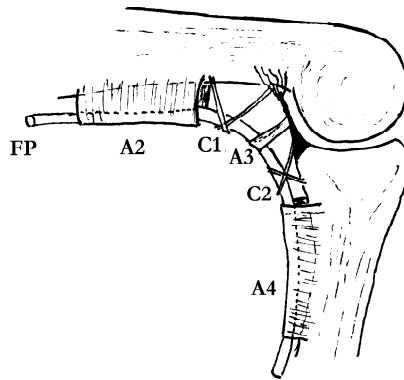


Figura 3.7: Configuració en corda d'arc del tendó en travessar l'articulació restringit per les politges cruciformes C1 i C2, i la politja anular A3.

En intentar aïllar una falange de l'altra, s'ha d'evitar seccionar alguna de les estructures que possibiliten la trajectòria en arc esmentada, perquè en cas contrari s'han de considerar els esforços interns corresponents. Però açò no és fàcil (impossible en molts casos), atès que es tracta d'una *teranyina* de fibres que abracen el tendó connectant tots dos segments ossis. Llavors la pregunta és: *Quins punts prendre de la trajectòria per definir la línia d'acció?* És evident que la marcada curvatura de la trajectòria proporciona línies d'acció ben diferents segons quins punts es trien sobre ella.

Aquest enfocament és la base del primer esforç seriós per desenvolupar un model normatiu tridimensional de la mà, proposat per An i Chao [An *et al.*, 1979], dos dels investigadors més prolífics en el camp de la biomecànica de la mà. En aquest treball la posició dels tendons respecte dels segments ossis en el seu pas per les articulacions s'obté experimentalment de la mesura sobre 10 especímens cadavèrics frescs. Per tal propòsit s'utilitza la tècnica desenvolupada en un treball anterior [Chao *et al.*, 1976], que consisteix en la inserció d'arams en els tendons i músculs a estudiar en les posicions proximal i distal a cada articulació, així com sobre els eixos de rotació, estimats seguint la tècnica desenvolupada per Flatt i Fischer [Flatt i Fischer, 1968]. Utilitzant rajos-X s'obté la localització dels tendons al voltant de les articulacions. En cada articulació el tendó es representa per una línia recta que uneix aquestos dos punts. La posició relativa d'aquestos punts proximal i distal respecte dels segments ossis respectius, es considera que es manté invariable en canviar la postura de la mà. Per tant, els punts obtinguts en les mesures realitzades per a la posició neutra de la mà se suposa que poden ser utilitzats per a qualsevol configuració, amb les transformacions de coordenades adients.

Cal assenyalar que, com els propis autors del treball remarquen en les conclusions del treball, els braços de palanca obtinguts d'aquesta manera presenten

valors poc fiables en molts casos, prenent com a referència els braços de palanca que s'obtidrien de considerar els models de Landsmeer per al pas dels tendons sobre les articulacions, que s'exposen en el segon enfocament.

2. El segon enfocament té el seu fonament en l'aplicació del principi dels treballs virtuals. L'aplicació d'aquest principi permet formular les equacions d'equilibri sense incloure les forces de restricció en les articulacions, sempre que no es considere fregament en les articulacions. La introducció d'aquesta tècnica al desenvolupament de models biomecànics de la mà es deu al treball d'Storage i Wolf [Storage i Wolf, 1979]. Per explicar la seua utilització es presenta a continuació el problema estudiat en l'esmentat treball.

Es considera un model bidimensional del dit per realitzar càlculs estàtics, definit com una cadena biarticular (havent fet la suposició que l'angle de l'articulació IFD està lligat amb l'angle de l'articulació IFP), sotmesa únicament a l'acció d'un tendó extensor, d'un tendó flexor (FP) i d'un múscul intrínsec, com es mostra a la figura 3.8.

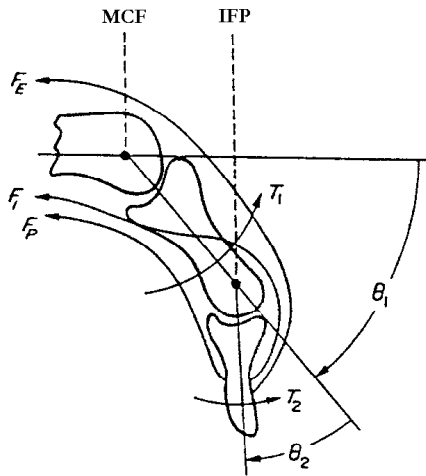


Figura 3.8: Cadena biarticular 2D per modelitzar el comportament del dit [Storage i Wolf, 1979].

Els desplaçaments d'aquests tendons en canviar la posició del dit es poden escriure com funcions dels angles girats en les articulacions, respecte d'una posició de referència

$$\begin{aligned} x_e &= f_e(\theta_1, \theta_2), \\ x_p &= f_p(\theta_1, \theta_2), \\ x_i &= f_i(\theta_1, \theta_2), \end{aligned} \tag{3.1}$$

on x_e , x_p i x_i representen els desplaçaments (o escurçaments) dels tendons de l'extensor, flexor profund i interossi, respectivament. Els angles θ_1 i θ_2

denoten els angles de flexió de la falange proximal i medial, respectivament (Fig. 3.8). Si sobre les falanges proximal i medial s'apliquen uns moments externs T_1 i T_2 , perquè existisca equilibri estàtic hauran d'aparèixer unes forces sobre els tendons F_e , F_p i F_i . L'aplicació dels treballs virtuals a aquest sistema condueix a l'equació

$$F_e \cdot \delta x_e + F_p \cdot \delta x_p + F_i \cdot \delta x_i + (T_1 + T_2) \cdot \delta \theta_1 + T_2 \cdot \delta \theta_2 = 0, \quad (3.2)$$

on δ denota un desplaçament infinitesimal virtual de la coordenada associada. Cadascun dels desplaçaments virtuals dels tendons es pot escriure com

$$\begin{aligned} \delta x_e &= \frac{\partial x_e}{\partial \theta_1} \cdot \delta \theta_1 + \frac{\partial x_e}{\partial \theta_2} \cdot \delta \theta_2, \\ \delta x_p &= \frac{\partial x_p}{\partial \theta_1} \cdot \delta \theta_1 + \frac{\partial x_p}{\partial \theta_2} \cdot \delta \theta_2, \\ \delta x_i &= \frac{\partial x_i}{\partial \theta_1} \cdot \delta \theta_1 + \frac{\partial x_i}{\partial \theta_2} \cdot \delta \theta_2, \end{aligned} \quad (3.3)$$

que en substituir en l'equació 3.2 i emprant $\delta \theta_1$ i $\delta \theta_2$ com variables independents generalitzades condueix al sistema d'equacions

$$\begin{aligned} F_e \cdot \frac{\partial x_e}{\partial \theta_1} + F_p \cdot \frac{\partial x_p}{\partial \theta_1} + F_i \cdot \frac{\partial x_i}{\partial \theta_1} + T_1 + T_2 &= 0, \\ F_e \cdot \frac{\partial x_e}{\partial \theta_2} + F_p \cdot \frac{\partial x_p}{\partial \theta_2} + F_i \cdot \frac{\partial x_i}{\partial \theta_2} + T_2 &= 0. \end{aligned} \quad (3.4)$$

Aquestes equacions no són més que els balanços de moments respecte dels dos eixos de rotació de la cadena biarticular considerada, on *els braços de palanca de cadascun dels tendons corresponen amb la primera derivada de l'escurçament del tendó respecte de l'angle girat sobre l'eix de rotació considerat* per al balanç.

Aquesta conclusió es pot generalitzar per a qualsevol configuració de tendons, i per al cas tridimensional. D'aquesta manera, el problema es tradueix en aconseguir models matemàtics que estimen l'escurçament dels tendons en funció dels angles girats en cadascuna de les articulacions. Els braços de palanca s'obtenen per simple derivació d'aquestes expressions. La formulació de les equacions d'equilibri seguint aquesta tècnica resulta ben senzilla, i açò ha fet que la major part dels models existents a la literatura [Brook *et al*, 1995; Buchner *et al*, 1988] utilitzen aquest enfocament per realitzar les anàlisis.

Això no obstant, aquestos balanços no són estrictament certs [Casolo i Lorenzi, 1994], ja que no tenen en compte el treball de deformació de les beines i altres estructures que restringeixen la trajectòria del tendó en el seu recorregut: Sense aquest treball de deformació la trajectòria del tendó seria una recta. La figura 3.9 mostra les diferències entre els braços de palanca obtinguts per simple derivació de l'escurçament, i tenint en compte el treball

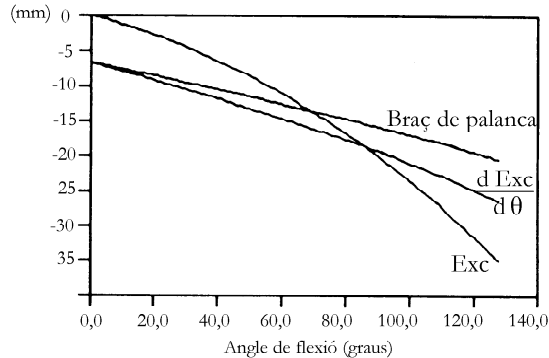


Figura 3.9: Tendó creuant una articulació segons el model de Landsmeer III: Diferències entre el braç de palanca calculat per simple derivació, i tenint en compte el treball de deformació [Casolo i Lorenzi, 1994].

de deformació, per a un tendó creuant una articulació segons el model de Landsmeer III, que s'exposa tot seguit.

La pràctica totalitat dels models que es troben a la literatura que utilitzen aquest enfocament, no consideren l'efecte d'aquest treball de deformació. Es limiten a treure expressions per a els escurçaments dels tendons en funció dels graus de llibertat considerats (angles girats al voltant de cada eix de rotació), per derivar-los posteriorment. Tots els treballs suposen que el recorregut dels tendons sobre la diàfisi de les falanges es troba suficientment restringit per les beines i altres estructures com per poder menysprear qualsevol canvi de trajectòria en aquestes zones. Així, l'escurçament del tendó només es deu al canvi de trajectòria experimentat en la zona on creua l'articulació. Això fa que siguin aquestes les úniques trajectòries que cal definir per tal de calcular els escurçaments dels tendons, i amb elles els braços de palanca. La major part dels treballs busquen ajustar les trajectòries dels tendons en el seu pas per les articulacions ajustant-los a un dels models proposats per Landsmeer [Landsmeer, 1960]. En efecte, Landsmeer estudia detingudament la geometria dels tendons en el seu pas per les articulacions, i conclou que la major part dels tendons de la mà poden ajustar-se a un dels tres models (bidimensionals) que proposa, i que s'exposen a continuació:

- (a) *Model de Landsmeer I*: Descriu la situació d'aquells tendons que segueixen la curvatura de la superfície articular, en estar fermament subjectats contra aquesta superfície (Fig. 3.10). Els tendons que corresponen millor a aquesta configuració són els extensors.

En aquest cas, el desplaçament que experimenta el tendó és una funció lineal de l'angle girat, si es suposa un radi de curvatura constant per a la superfície articular. Així s'acompleix

$$x = R \cdot \theta ,$$

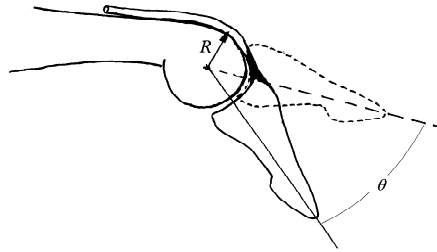


Figura 3.10: Model de Landsmeer I.

on x denota l'escurçament del tendó, i θ l'angle girat. Per obtenir el braç de palanca basta amb derivar aquesta expressió respecte de l'angle girat

$$\text{braç} = R . \quad (3.5)$$

El braç de palanca coincideix amb el radi R de la superfície articular. En aquest cas el treball de deformació és nul, ja que els ossos se'ls suposa indeformables, i no s'estaria introduint per tant l'error esmentat abans.

- (b) *Model de Landsmeer II*: Correspon a la situació dels tendons que són subjectats a l'articulació de forma puntual mitjançant un llaç indeformable, suposat sense fricció. En aquest cas la trajectòria del tendó és paral·lela als eixos longitudinals dels segments ossis, i el punt que representa el llaç es troba en la bisectriu de l'angle de l'articulació (Fig. 3.11).

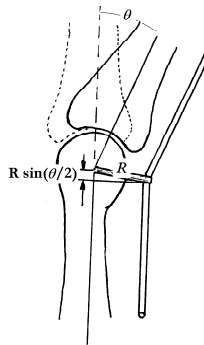


Figura 3.11: Model de Landsmeer II.

En aquestes condicions, l'escurçament del tendó es pot escriure en funció de l'angle girat en l'articulació

$$x = 2 \cdot R \cdot \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) . \quad (3.6)$$

Derivant aquesta expressió s'obté el braç de palanca del tendó en el seu

pas sobre l'articulació

$$\text{braç} = R \cdot \cos\left(\frac{\theta}{2}\right). \quad (3.7)$$

En aquest cas s'observa com el braç de palanca varia amb l'angle girat, disminuint quan augmenta θ . Tampoc en aquest cas s'introdueix cap error en calcular el braç de palanca d'aquesta manera, si el llaç és indeformable.

- (c) *Model de Landsmeer III*: Descriu el comportament dels tendons que travessen l'articulació dintre d'una estructura deformable (beines o politges) que impedeix la seua separació de l'os, però permetent una curvatura suau (Fig. 3.12). La trajectòria del tendó és un arc de circumferència delimitat per dues línies rectes a una distància y de l'eix de l'articulació, i ortogonal als eixos longitudinals dels segments ossis, i amb centre en la intersecció d'aquestes rectes. L'arc és tangent a les línies paral·leles als eixos longitudinals dels segments ossis, a una distància d d'aquestos (Fig. 3.12).

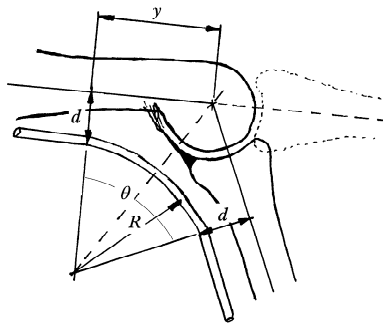


Figura 3.12: Model de Landsmeer III.

El radi R de l'arc és funció de l'angle de l'articulació θ

$$R = \frac{y}{\tan\left(\frac{\theta}{2}\right)} - d.$$

Amb la qual cosa, l'escurçament x que experimenta el tendó en girar un angle θ

$$x = 2 \cdot y - R \cdot \theta = \theta \cdot d + y \cdot \left(2 - \frac{\theta}{\tan\left(\frac{\theta}{2}\right)}\right). \quad (3.8)$$

El braç de palanca que s'obtidria derivant l'escurçament és

$$\text{braç} = d + y \cdot \frac{1 - \cos\left(\frac{\theta}{2}\right)}{\sin\left(\frac{\theta}{2}\right)}. \quad (3.9)$$

Aquest model representa prou bé la trajectòria dels flexors travessant les articulacions, amb l'esmentada configuració en *corda d'arc* descrita a l'apartat 2.3.2.1, amb un braç de palanca que augmenta amb l'angle de flexió. Cal observar que en aquest cas el braç de palanca calculat per derivació directa de l'escurçament no és correcte, ja que no considera el treball de deformació de la beina o politges que el subjecten contra l'os.

Els tres models proposats per Landsmeer suposen que la trajectòria del tendó està continguda en un plànol, la qual cosa limita la seua utilitat. Pel desenvolupament de models tridimensionals es poden generalitzar aquestos models, o descriure'n altres de nous. En aquest sentit, es pot trobar a la literatura la trajectòria d'un tendó sobre una superfície esfèrica [Casolo i Lorenzi, 1994], o d'una trajectòria polinòmica de quart grau [Giurintano *et al*, 1995].

Són ben pocs els treballs que existeixen a la literatura que mostren la mesura experimental de els escurçaments dels distints tendons i múscul en funció dels angles de les articulacions o les seues derivades [An *et al*, 1983; Brand i Hollister, 1992; Law *et al*, 1989; Smutz *et al*, 1998]. Aquestes dades experimentals poden ser utilitzades per ajustar una funció arbitrària que proporcione l'escurçament del tendó en funció dels angles en les articulacions. Si es menysprea el treball de deformació de les estructures que suporten el tendó al llarg del seu recorregut, llavors els braços de palanca es poden obtenir per simple derivació d'aquestes funcions. En cas contrari, la funció a ajustar no pot ser arbitrària, sinó que ha de correspondre amb un anàlog físic, per tal de ser capaços de calcular el treball de deformació.

Tots dos enfocaments presenten avantatges i inconvenients, que es tracten de posar de manifest a continuació:

1. Avantatges primer enfocament: Permet realitzar anàlisis aïllant cadascun dels cossos que componen les cadenes en estudi, podent-se calcular els esforços d'enllaç en les articulacions. Cal assenyalar, però, que aquestos esforços no són els esforços de contacte entre els dos segment articulats, sinó que engloben tots els esforços de restricció en l'articulació, com puguen ser els esforços produïts pels lligaments.
2. Inconvenients primer enfocament: L'inconvenient principal que presenta és l'esmentada dificultat en molts casos per escollir els dos punts que representen la línia d'acció del tendó.
3. Avantatges segon enfocament: El principal avantatge és la senzillesa de la formulació del problema.
4. Inconvenients segon enfocament: Un dels inconvenients que presenta és que no permet calcular esforços de restricció en les articulacions, en no poder plantejar els balanços de forces, ja que no es coneix la direcció de les forces

que exerceixen els tendons. Un altre inconvenient és la dificultat de la consideració del treball de deformació, com ja s'ha esmentat anteriorment. A més a més, presenta el problema del càlcul d'escurçaments en models tridimensionals. En efecte, per evitar el problema, els escassos models tridimensionals existents a la literatura que utilitzen aquest enfocament suposen per a les articulacions amb 2 graus de llibertat que l'escurçament dels tendons en el seu pas per l'articulació es pot calcular com la suma de els escurçaments produïdes per la rotació independent segons cada grau de llibertat [Brook *et al*, 1995], la qual cosa no és certa. També és complex el càlcul d'escurçaments quan els tendons presenten interconnexions entre ells, de manera que és usual trobar a la literatura models que utilitzen sumes escalars quan haurien d'utilitzar sumes vectorials [Buchner *et al*, 1988; Brook *et al*, 1995].

3.2.4 Equacions de restricció

A més dels balanços de forces i moments sobre cadascun dels sistemes considerats, es poden considerar altres equacions que restringeixen la solució del problema. Aquestes restriccions poden ser de dos tipus: igualtats i desigualtats.

1. *Restriccions d'igualtat*: Les igualtats més comunes es presenten quan es consideren connexions entre tendons. En cadascun dels nusos on es produeix una connexió es pot realitzar un balanç de forces. Si no hi ha contacte entre el nus i la superfície de l'os (o es menysprea el seu efecte), s'acomplirà que la suma vectorial dels esforços corresponents a cadascuna de les branques que formen part de la connexió ha de ser zero. Aquestes restriccions difícilment podran ser inclòides en un model biomecànic que modele els tendons seguint el segon enfocament exposat anteriorment, en no conèixer les línies d'acció de les distintes branques que componen els tendons.

Altres igualtats solen venir de la consideració d'elements elàstics, normalment lligaments o connexions intertendinoses. En aquest cas, per a cada postura es calcula la posició dels punts que defineixen l'element elàstic, i amb ella l'allargament respecte d'una longitud de referència on es troba en repòs. L'equació de comportament de l'element elàstic relacionarà la força que exerceix amb l'allargament sofert.

Com s'ha avançat, i es veurà a l'apartat 3.2.6, el sistema d'equacions final a què s'arriba és indeterminat, amb un nombre d'equacions menor que el d'incògnites. De vegades, per resoldre el problema s'introdueixen igualtats de restricció, suposant conegudes certes distribucions de forces entre alguns músculs, normalment en base a dades electromiogràfiques.

2. *Restriccions de desigualtat*: Músculs, tendons i lligaments són estructures flexibles, de manera que no poden suportar esforços de compressió. Per tant, la inclusió de la consideració que els esforços sobre aquestes estructures ha de ser sempre de tracció, suposa incloure una desigualtat del tipus

$$F_i \geq 0 . \quad (3.10)$$

Altra restricció amb les mateixes característiques ve de considerar que l'esforç de contacte entre els ossos ha de ser sempre de compressió.

L'esforç que pot realitzar un determinat múscul no pot superar un cert valor. Si aquest valor límit fos conegut, es podrien incloure les corresponents desigualtats

$$F_i \leq F_{i,\max} . \quad (3.11)$$

Aquest valor límit de força que pot desenvolupar un múscul ha estat objecte de nombrosos estudis, i es presenta al següent apartat.

3.2.5 Modelització muscular

Un dels punts fonamentals en el desenvolupament de models biomecànics és l'elecció del model muscular apropiat [van den Bogert *et al*, 1998]. La pràctica totalitat dels models biomecànics de la mà que implementen algun tipus de modelització muscular, utilitzen models basats en el de Hill [Hill, 1938]. Aquests models consisteixen bàsicament en tres components (Fig. 3.13): l'element contràctil (EIC), un element elàstic en paral·lel (EEP) i un element elàstic en sèrie (EES).

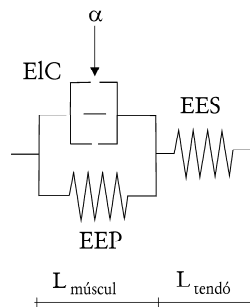


Figura 3.13: Components típics d'un model basat en el de Hill.

L'EIC representa les fibres musculars, generadores de la força muscular en ser activades pel sistema nerviós central. L'EEP representa l'efecte de les estructures que es troben al voltant de les fibres musculars (com puga ser el sarcolema); en mantindre un múscul (sense cap activació) estirat amb una longitud major que la de repòs, desenvolupa una força, que s'haurà de tenir en compte. Aquesta força és independent de la produïda per l'EIC. Per últim, l'EES representaria el comportament del tendó en què finalitza el múscul. S'exposa a continuació una descripció de cadascun d'aquests elements i del seu comportament. El terme *força activa* farà referència a la força a què està sotmès un múscul, havent-li restat la component deguda a l'EEP, que s'anomenarà *força passiva*.

1. *L'element contràctil*: L'element bàsic que genera la força en un múscul és la fibra muscular, de manera que la força màxima que un múscul pot exercir és proporcional al nombre de fibres musculars que el componen. Es defineix el paràmetre *AFST* (*àrea fisiològica de la secció transversal del múscul*) com el

quocient entre el volum muscular i la seua longitud de fibra *real* (magnitud de la qual es parlarà un poc més endavant). Com que l'AFST és proporcional al nombre de fibres que componen el múscul, la màxima força que pot exercir un múscul també serà proporcional a l'AFST [An *et al*, 1981; Brand *et al*, 1986].

El quocient entre la força exercida pel múscul (F) i la seua AFST és considerada habitualment com una mesura de la tensió muscular

$$\sigma = \frac{F}{AFST} . \quad (3.12)$$

Per evitar la ruptura o el dany del múscul, aquesta tensió haurà de ser inferior a un valor límit σ_{\max} , que la literatura considera de igual valor per a qualsevol múscul [Crowninshield i Brand, 1981; Lee i Rim, 1990; An *et al*, 1991; Kaufman *et al*, 1991; van den Bogert *et al*, 1998; Valero-Cuevas *et al*, 1998], malgrat que no existeix cap investigació que justifique aquesta hipòtesi. En diversos treballs [An *et al*, 1991; van den Bogert *et al*, 1998] s'assenyala la disparitat de valors d'aquesta tensió límit que es presenten a la literatura, variant entre 10 i 100 N/cm². Això no obstant no es qüestiona la seua invariabilitat, sinó que s'atribueix aquesta dispersió a l'ampla variabilitat en els valors mesurats per a l'AFST que es troba a la literatura [An *et al*, 1991].

El teixit muscular passa de ser un element passiu a ser un element actiu, generador de força, en ser estimulat pel sistema nerviós central. Aquesta capacitat d'exercir força és fortament dependent de l'estirament a què es trobe sotmès el múscul, degut principalment a canvis en la postura que adopta el sistema esquelètic. La figura 3.14 mostra aquesta relació, normalment anomenada *relació força-longitud*. La forma de la corba que relaciona la màxima força exercible i l'estirament, és fortament dependent de les característiques de cada múscul. Per intentar tenir en compte aquest punt durant l'ajustament d'un model per a la relació força-longitud, s'introdueix el concepte d'*índex d'arquitectura* [An *et al*, 1991], que s'exposa a continuació.

Externament, els músculs presenten generalment una forma fusiforme, la qual cosa dóna una falsa impressió de que estan composts per fibres amb longituds desiguals. Ben al contrari, experimentalment es comprova que la longitud de les fibres és sorprenentment constant per a cada múscul [An *et al*, 1981; Brand *et al*, 1981]. Quan el múscul es presenta amb totes les seues fibres alineades, la majoria d'elles tenen una longitud i gruixària uniformes, i totes elles van des de l'os o tendó origen, fins al tendó d'inserció. El múscul consisteix en un conjunt de fibres amb una disposició en paral·lel, que uneixen dues plaques tendinoses (Fig. 3.15). Les fibres musculars no estan alineades amb la direcció del moviment que provoca el múscul, sinó que presenta una certa inclinació, coneguda com *angle de penament* (*'pennation angle'*). És clar que el valor d'aquest angle influirà en la relació entre la força desenvolupada per les fibres i la força efectiva exercida pel múscul, de manera que a menor inclinació de les fibres, major serà la força efectiva.

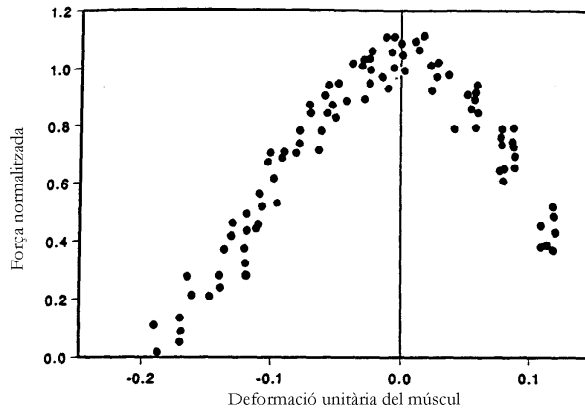


Figura 3.14: Dades experimentals mostrant la relació força-longitud per al múscul gastrocnemius medial.

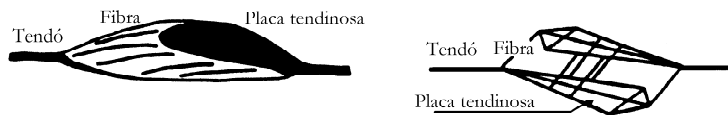


Figura 3.15: Configuració esquemàtica dels músculs [An *et al*, 1991].

Per tenir en compte aquest fenomen, es defineix l'*índex d'arquitectura* del múscul com el quocient

$$i_a = \frac{L_f}{L_m}, \quad (3.13)$$

on L_f representa la longitud de fibra òptima, i L_m la longitud òptima del múscul, que es defineixen a continuació. La longitud del múscul es calcula com la distància entre els tendons proximal i distal del múscul. Aquella que proporciona la màxima capacitat d'exercir força és la *longitud òptima del múscul*. La longitud d'una sola fibra, mesurada en les condicions anteriors, és la *longitud de fibra òptima* (Fig. 3.16). La longitud òptima del múscul es pren en molts casos, de valor igual a la *longitud de repòs* del múscul, que és aquella que correspon a la situació en la qual el múscul no presenta cap tensió. En realitat, la longitud òptima del múscul oscil·la entre 1.0 i 1.2 vegades la longitud de repòs [An *et al*, 1991].

L'índex d'arquitectura proporciona una classificació dels músculs atenent a la longitud relativa de les seues fibres, i per tant, un possible paràmetre a considerar en la generació d'un model per a la relació força-longitud. Això no obstant, es tracta d'una classificació molt simplificada de l'estructura tridimensional dels músculs [An *et al*, 1991].

Utilitzant les dades existents a la literatura, s'han ajustat, amb prou èxit, relacions per a la relació força-longitud, que inclouen el paràmetre índex

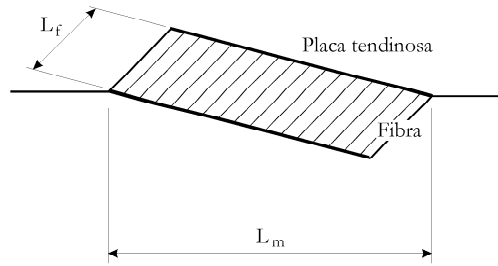


Figura 3.16: Longituds de fibra i del múscul.

d'arquitectura. Així, s'han proposat les equacions [Kaufman *et al*, 1989]

$$F_l(\varepsilon, i_a) = e^{-\left[\frac{(\varepsilon+1)^{0.96343 \cdot \left(1 - \frac{1}{i_a}\right)} - 1.0}{0.35327 \cdot (1 - i_a)}\right]^2} \quad \text{per a } i_a < 1 ; \quad (3.14a)$$

$$F_l(\varepsilon, i_a) = e^{-[2.727177 \cdot \ln(\varepsilon+1)]^2} \quad \text{per a } i_a = 1 , \quad (3.14b)$$

on F_l és la força activa del múscul normalitzada respecte del valor màxim, i_a és l'índex d'arquitectura, i ε és l'estirament normalitzat del múscul

$$\varepsilon = \frac{l - l_o}{l_o} , \quad (3.15)$$

on l és la longitud del múscul i l_o la llargitud òptima del múscul. La figura 3.17 mostra la comparació de les dades experimentals i les corbes ajustades amb aquestes equacions, per a dos músculs amb índex d'arquitectura diferents.

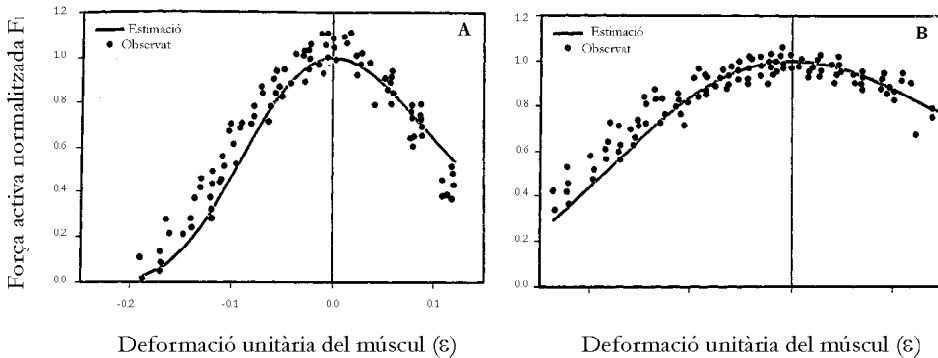


Figura 3.17: Relació força-longitud per als músculs gastrocnemius medial (A) i semimenbranós (B), amb índex d'arquitectura de 0.361 i 0.703, respectivament. Comparació entre les dades experimentals i les corbes ajustades [Kaufman *et al*, 1989].

Però la força que pot generar un múscul no depèn només de l'estirament a que es trobe sotmès. També depèn fortament de la velocitat de contracció de les fibres, havent-se demostrat que la màxima força que pot desenvolupar disminueix amb l'increment de la velocitat de contracció del múscul

($\dot{\epsilon}$). Aquest comportament contrasta amb el comportament viscoelàstic d'un material passiu, per al qual majors velocitats de contracció exigeixen majors forces que causen aquesta deformació. S'han proposat algunes *relacions força-velocitat* per predir aquest efecte de la velocitat de contracció. La més coneguda és l'expressió de Hill [Hill, 1938], que mostra una relació hiperbòlica entre la força i la velocitat. Aquesta relació, però, no reflexa correctament la diferència de comportaments entre l'acurtament o *contracció concèntrica* (velocitats negatives), i l'allargament o *contracció excèntrica* (velocitats positives). Altres expressions han tractat de tenir en compte aquest fenomen, com ara la de Hatze [Hatze, 1981], representada a la figura 3.18

$$F_v(\dot{\eta}) = \frac{0.1433}{0.1074 + e^{-1.409 \cdot \sinh(3.2 \cdot \dot{\eta} + 1.6)}} , \quad (3.16)$$

on F_v és la força en el múscul normalitzada respecte del valor màxim, i $\dot{\eta}$ és la velocitat de contracció muscular normalitzada

$$\dot{\eta} = \frac{\dot{\epsilon}}{\dot{\epsilon}_{\max}} , \quad (3.17)$$

on $\dot{\epsilon}$ és la velocitat d'allargament de la longitud del múscul, i $\dot{\epsilon}_{\max}$ el seu valor màxim.

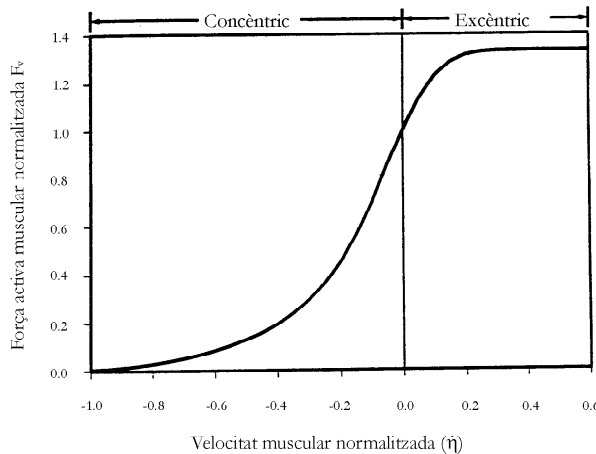


Figura 3.18: Relació força-velocitat segons l'expressió de Hatze [Hatze, 1981].

Cal assenyalar la disparitat de valors trobats a la literatura per a $\dot{\epsilon}_{\max}$. Ha estat demostrat que la velocitat màxima de contracció és significativament dependent del percentatge de fibres d'estirament ràpid, la qual cosa fa plausible l'estimació de $\dot{\epsilon}_{\max}$ a partir dels valors per a les fibres d'estirament lent i ràpid, i de la proporció de cadascuna d'elles al teixit muscular

$$\begin{aligned} \text{fibres lentes} &\rightarrow \dot{\epsilon}_{\max} = 2.0 \text{ s}^{-1} \cdot l , \\ \text{fibres ràpides} &\rightarrow \dot{\epsilon}_{\max} = 7.5 \text{ s}^{-1} \cdot l , \end{aligned} \quad (3.18)$$

on l és la longitud del múscul en repòs.

La relació força-velocitat, utilitzant la normalització abans exposada, s'ha trobat que no mostra cap dependència amb l'arquitectura del múscul, i per tant l'equació 3.16 no necessita incloure el paràmetre índex d'arquitectura [Kaufman *et al*, 1991].

Amb tot l'exposat, la força desenvolupada per l'element contràctil és funció de l'activació neuromuscular, i de les relacions força-velocitat i força-longitud. S'ha demostrat la separació de l'efecte d'aquests tres paràmetres, de forma que es pot escriure

$$F_{EIC} = \alpha \cdot F_l \cdot F_v , \quad (3.19)$$

on α és el nivell d'activació neuromuscular (entre 0 i 1), i F_{EIC} és la força normalitzada desenvolupada per l'element contràctil.

2. *Element elàstic en paral·lel*: Les estructures que romanen en paral·lel a les fibres generadores de la força muscular són responsables de que un múscul (sense activació) desenvolupi força en mantindre'l amb una longitud superior a la de repòs. Aquesta força és independent de la proporcionada per l'element contràctil, i representa una tensió sobre el teixit connectiu del múscul. Aquest element, doncs, proporciona una component de força passiva que ha d'afegir-se a la força activa generada per l'element contràctil per tal d'obtenir la força total desenvolupada pel múscul

$$F_{EEP} = f(\varepsilon) , \quad (3.20)$$

on F_{EEP} és la força desenvolupada per l'element elàstic en paral·lel i $f(\varepsilon)$ és una funció de l'estirament del múscul, normalment de tipus exponencial i dependent de l'arquitectura del múscul [Kaufman *et al*, 1991].

3. *Element elàstic en sèrie*: Aquest element correspon, principalment, amb l'efecte del comportament del tendó en què acaba el múscul. Per tal d'avaluar les propietats d'aquest element, cal tenir en compte que la seua proporció respecte de la longitud total del múscul varia enormement d'un múscul a altre. El seu comportament és comparable amb el d'una molla no lineal, i ha estat modelat polinòmicament, i també utilitzant relacions exponencials [Kaufman *et al*, 1991]. L'efecte d'aquest element se sol menysprear, considerant el tendó com un element inextensible.

Si no es té en compte l'element elàstic en sèrie, la força que pot desenvolupar un múscul, segons el model representat a la figura 3.13 pot expressar-se

$$F_N = F_{EIC} + F_{EEP} , \quad (3.21)$$

on F_N és la força total normalitzada desenvolupada pel múscul. Amb tot açò es poden deduir les limitacions inferiors i superiors d'esforços musculars per a cada

postura. El valor inferior d'esforç ha de ser sempre positiu, en no poder suportar esforços de compressió, però a més a més, cas que els músculs estiguen estirats, el seu valor ha de ser superior a l'esforç corresponent a l'element elàstic en paral·lel

$$F_{EEP} \cdot AFST \cdot \sigma_{\max} \leq F . \quad (3.22)$$

El límit superior d'esforç no podrà superar la màxima força que pot desenvolupar el múscul en les condicions de longitud i velocitat del problema, i que correspon amb el nivell màxim d'activitat neuromuscular

$$F \leq (F_l \cdot F_v + F_{EEP}) \cdot AFST \cdot \sigma_{\max} . \quad (3.23)$$

3.2.6 Resolució del sistema d'equacions

El funcionament musculo-esquelètic és producte de complexes interaccions entre l'esquelet, els músculs i el sistema nerviós central, la qual cosa possibilita la versatilitat de la mà per realitzar una gran quantitat de tasques diferents. El nombre de músculs i/o tendons que creuen les articulacions del cos humà sol ser elevat, presentant habitualment una aparent redundància en la seua funció. No es coneix com el sistema nerviós central controla el cos, triant quins músculs actuen en cada instant durant el desenvolupament d'una determinada funció. Si es considera la gran diversitat de les funcions musculo-esquelètiques que es poden realitzar, és coherent pensar en l'existència de diferents criteris per realitzar aquest control.

Com en el cas de la mà humana, també en la majoria dels models biomecànics d'altres articulacions del cos, el nombre de músculs i tendons que creuen una determinada articulació és superior al nombre d'equacions d'equilibri que es poden plantejar. Llevat que es realitzi una forta simplificació anatòmica i funcional, la descripció matemàtica de la mecànica de les articulacions es tradueix en un sistema d'equacions indeterminat, com és el cas dels models biomecànics de la mà. A continuació es presenten els distints camins utilitzats en els treballs existents a la literatura per intentar resoldre aquest problema de distribució d'esforços entre els distints músculs.

Una de les primeres tècniques utilitzades fou l'eliminació d'incògnites fins convertir el problema en determinat. Aquesta eliminació d'incògnites pot ser realitzada en base a estudis experimentals, com per exemple el seguiment de l'activitat electromiogràfica durant la realització de la tasca estudiada. També es pot realitzar aquesta eliminació confiant en l'experiència de l'investigador, qui per a la posició a estudiar i les forces externes actuants, pot eliminar els tendons que *intuesca* que vagen a estar sotmesos a tensions d'escassa magnitud. Una altra possibilitat de convertir el problema en determinat és afegir equacions de restricció. Així per exemple en algun cas es pot suposar coneguda la distribució de forces entre distints músculs a partir de consideracions fisiològiques o de l'observació electromiogràfica.

Una variant d'aquesta tècnica fou utilitzada per realitzar una anàlisi tridimensional del dit índex durant la realització d'agarrades isomètriques [Chao *et al*, 1976]. Per resoldre el problema s'utilitza l'eliminació sistemàtica d'una combinació d'incògnites en número igual al necessari per convertir el problema en determinat. Es

realitza una anàlisi posterior dels resultats, eliminant aquelles combinacions que proporcionen solucions inadmissibles, com poden ser forces de compressió sobre els tendons, forces axials de tracció sobre les articulacions, o valors extremadament elevats d'esforços sobre els tendons. La solució final considerada és l'omitjanament de tots els resultats admissibles obtinguts.

La tendència actual és, però, automatitzar aquest procés, per a la qual cosa es realitza la suposició que la distribució d'esforços garanteix l'eficiència de l'acció muscular. Des de que els germans Weber [Weber i Weber, 1836] suggeriren que el caminar es realitza de manera que es minimitza l'energia utilitzada, els investigadors han acceptat aquesta idea de forma general. Aquesta creència, però, està basada més en la intuïció que en una prova científica, però segueix estant una hipòtesi raonable. El que se sol fer és, doncs, buscar una solució que minimitze una funció objectiu amb *un cert sentit fisiològic*.

Els criteris que l'individu tria, conscient o inconscientment, per determinar el control de l'acció muscular poden variar considerablement amb la natura de l'activitat física que es pretenga realitzar, i de les capacitats físiques de l'individu [An *et al*, 1991]. Així per exemple, el control muscular durant l'esprint en una cursa pot estar encaminat a maximitzar la velocitat, mentre que durant la marxa pot buscar maximitzar la resistència a fatiga. En una situació de dolor patològic, com puga ser el cas d'una enfermetat degenerativa d'una articulació, el control muscular pot servir per minimitzar el dolor. Si aquest dolor és degut a la pressió en la superfície articular, el criteri adequat podria ser minimitzar la força de contacte. El control muscular també pot servir per minimitzar les forces transmeses a les estructures passives de les articulacions, com puguen ser els lligaments.

Per formular un problema d'optimització, cal definir la funció objectiu o de cost, identificar les funcions de restricció, especificar les variables de disseny i imposar les condicions de contorn adjents per a les variables de disseny. Aquesta formulació es pot resumir de la següent manera

$$\begin{array}{ll} \text{Minimitzar} & J = f(x_1, x_2, \dots, x_n) \\ \text{sotmès a} & g_j(x_1, x_2, \dots, x_n) = 0, \quad j = 1, 2, \dots, m \\ \text{i} & h_i(x_1, x_2, \dots, x_n) \leq 0, \quad i = 1, 2, \dots, s \end{array}$$

on J és la funció objectiu, que pot ser lineal o no lineal, i les equacions g representen les equacions d'equilibri dinàmic o estàtic, juntament amb altres equacions de restricció com puguen ser les relacions entre els esforços muscular degut a connexions.

Les funcions objectius utilitzades a la literatura per resoldre el problema han estat diverses. Les primeres funcions utilitzades eren de caràcter lineal, escollides més per conveniència matemàtica que per raons fisiològiques. Una de les primeres apareix amb el *principi de la força muscular total mínima* [MacConaill, 1967]. Aquest principi postulava que per mantenir una postura o realitzar un moviment, no s'utilitza més força muscular que la que és necessària i suficient. Així, la funció objectiu en aquest cas és

$$\sum F_i, \quad (3.24)$$

on F_i representa la força exercida pel múscul i -èssim. Aquesta funció pot ser modificada introduint distintes funcions de pes ρ_i per tenir en compte factors fisiològics, com ara la grandària relativa entre músculs [Penrod *et al*, 1974]

$$\sum \rho_i \cdot F_i . \quad (3.25)$$

Els resultats obtinguts de la utilització de funcions objectius lineals, com aquesta, no sempre proporcionen valors fisiològicament consistents, degut a les característiques pròpies de la programació lineal [An *et al*, 1991; Challis, 1997]. La utilització de la tècnica de minimització lineal proporciona en tots els casos una estimació on el nombre de músculs actius és menor que el nombre total de restriccions (igualtats i desigualtats) més 1. Així per exemple, si s'empra un model bidimensional per simular un sistema amb una única articulació, la utilització d'una funció objectiu lineal resultarà en la predicció d'esforç muscular sobre un únic múscul (aquell que posseea major braç de palanca). Però açò no correspon amb la realitat ja que en la majoria de les tasques habituals s'observa l'activació simultània de diversos músculs.

Una manera de millorar les estimacions musculars utilitzant funcions objectius lineals és la formulació de restriccions addicionals. La desigualtat més utilitzada és la limitació de la tensió màxima que pot suportar un múscul, que com ja s'ha esmentat a l'apartat anterior, normalment s'assumeix d'igual valor per a qualsevol múscul. La utilització d'aquesta restricció es tradueix en l'estimació que un múscul comença a presentar activitat quan un altre aconsegueix la seua tensió màxima.

Una altra funció objectiu lineal que ha estat molt utilitzada és la introduïda al treball d'An [An *et al*, 1984]. Es tracta de la minimització de la suma de les tensions musculars

$$\sum \frac{F_i}{AFST_i} , \quad (3.26)$$

on $AFST$ és l'àrea fisiològica de la secció transversal del múscul i -èssim. Aquesta funció es sol minimitzar, afegint la limitació de la tensió màxima en cada múscul.

Cal fer èmfasi que la consideració de funcions objectius no lineals permet l'estimació del *sinergisme* muscular, inclús sense la consideració de restriccions addicionals, obligatòries si s'empra minimització lineal. La utilització de criteris d'optimització no lineal per primera vegada [Pedotti *et al*, 1978] fou un avanç significatiu. En aquest treball es comparaven la utilització de distints criteris lineals amb no lineals durant la simulació plana de la marxa humana, en base a la correlació temporal amb dades electromiogràfiques. Les funcions no lineals utilitzades foren la suma de forces musculars al quadrat, i la suma de tensions musculars al quadrat

$$\sum F_i^2 , \sum \left(\frac{F_i}{AFST_i} \right)^2 . \quad (3.27)$$

El millor comportament corresponia a la funció suma de tensions musculars al quadrat. Si bé els resultats d'aquesta optimització no lineal eren més raonables que els

dels treballs anteriors (almenys en base a l'activitat electromiogràfica observada), no es presentava cap argument fisiològic que avalara el criteri introduït.

El treball més seriós per buscar una funció objectiu amb un sentit fisiològic fou realitzat per analitzar la marxa humana [Crowninshield i Brand, 1981]. En aquest treball es proposa una funció que utilitza com a criteri el maximitzar la resistència muscular a fatiga. Aquesta proposta es basa en una sèrie d'estudis anteriors que s'exposen a continuació.

Als anys trenta va ser postulada l'existència d'una relació entre la força de contracció muscular i el temps màxim que aquesta contracció pot ser mantenida [Grosse-Lordeman i Muller, 1937], de la forma

$$\log T = -n \cdot \log f + c, \quad (3.28)$$

on T és el temps màxim de contracció, f és la força de contracció, i n i c són constants que posteriorment s'han intentat obtenir de forma experimental en altres treballs [Dons *et al*, 1979]. Els valors estimats per a la constant n varien entre 1.4 i 5.1, amb una mitjana al voltant de 3.0. La conclusió d'aquests treballs és que el temps de resistència a fatiga està inversament lligat a la força de contracció elevada a una certa potència.

Per tal de poder comparar entre distints individus, amb distintes característiques fisiològiques, la força de l'expressió 3.28 va ser normalitzada en un treball posterior [Dons *et al*, 1979] utilitzant la màxima capacitat d'exercir força de cada individu. Amb aquesta normalització, el valor obtingut per al coeficient n varia entre 2.54 i 3.14, de forma que el temps de resistència a fatiga està inversament lligat a l'expressió

$$\left(\frac{f}{f_{m\grave{a}x}} \right)^n, \quad (3.29)$$

on $f_{m\grave{a}x}$ és la màxima força que pot desenvolupar cada individu.

D'altra banda, Fick [Fick, 1910] postulà l'existència d'una relació aproximadament proporcional entre el màxim esforç muscular que pot desenvolupar un múscul i la seua àrea fisiològica de la secció transversal. Combinant tots dos postulats, es proposa expressar la resistència a fatiga com una potència de la tensió muscular [Crowninshield i Brand, 1981]. La funció objectiu proposada és de la forma

$$\sum \left(\frac{F_i}{AFST_i} \right)^n. \quad (3.30)$$

D'acord amb les dades disponible en la literatura, es pren en aquest treball un valor de potència $n = 3.0$, i es realitza una anàlisi de sensibilitat en variar-lo entre 1.0 i 4.0. De la comparació dels resultats amb les dades experimentals es conclou que els millors resultats s'obtenen per a $n = 3.0$, i que canviar el valor entre 2.0 i 4.0 no té cap efecte sobre l'estimació del nombre de músculs actius, i que els canvis en les forces estimades per a cada múscul varien de manera no molt acusada. Al treball també es fa èmfasi que si bé aquest criteri de maximització de la resistència a fatiga pot ser raonable per a l'anàlisi de la marxa humana, pot no ser el més

adequat per altres tipus d'activitat, o inclús parlant de la mateixa activitat, en condicions diferents al pas normal de marxa per al qual s'han realitzat els càlculs.

Els models biomecànics de la mà que es troben a la literatura i que utilitzen funcions d'optimització no lineals, fan ús exclusiu de la relació 3.30, amb $n = 2$, que sembla proporcionar resultats acceptables

$$\sum \left(\frac{F_i}{AFST_i} \right)^2 .$$

Això no obstant, cap d'aquests treballs intenta donar una explicació fisiològica a aquesta funció.

Per últim, cal destacar un treball referent a la sensibilitat dels resultats amb la utilització de distintes funcions objectius no lineals [Challis, 1997]. En aquest treball es comparen els resultats obtinguts de la utilització de distintes funcions objectius

$$\sum F_i^2, \sum F_i^3, \sum \left(\frac{F_i}{AFST_i} \right)^2 \text{ i } \sum \left(\frac{F_i}{AFST_i} \right)^3, \quad (3.31)$$

arribant a la conclusió que si bé els resultats a què arriben cadascuna d'elles són diferents quan no es consideren equacions de restricció addicionals, totes elles es comporten de manera similar, i proporcionant resultats fisiològicament més coherents, en introduir restriccions tals com limitar les tensions màximes als músculs i tenir en compte les relacions força-longitud i força-velocitat de les fibres musculars, exposades a l'apartat 3.2.5.

3.3 Models Gràfics

Els models gràfics estan orientats principalment al disseny de productes. Alguns dels objectius que persegueixen són [Vergara i Pérez, 1996]:

1. Avaluació de la comoditat d'ús d'una eina.
2. Estudi de la portabilitat d'un determinat producte.
3. Anàlisi de l'espai lliure en l'agarrada de l'objecte per a distintes grandàries de mà.
4. Estudi de l'accessibilitat als controls de l'eina mantenint l'agarrada, etc.

És clar que un model d'aquestes característiques ha d'estar implementat a un sistema CAD, per poder estudiar la interacció entre la mà i el producte que s'està dissenyant. Els requisits que ha d'acomplir un model amb aquests propòsits són [Davidoff i Freivalds, 1993]:

1. Aproximar la geometria exterior de la mà humana, però de la forma més simple possible per requerir el mínim de memòria i càlcul d'ordinador.

2. Limitar els moviments en les articulacions per simular únicament postures reals.
3. Ha de ser extensible, de forma que puguen realitzar-se ampliacions o modificacions de forma senzilla.
4. Ha de ser escalable, per poder representar diferents grups de població i distints percentils.
5. Capacitat per comprovar interseccions entre les distintes parts de la mà i entre la mà i l'objecte que s'agarra.

Per desenvolupar un model d'aquestes característiques la mà es divideix en una sèrie de segments (que normalment es corresponen amb els ossos, encara que no necessàriament), units per articulacions amb els graus de llibertat adients per permetre representar els moviments de la mà. Per tant, les dades que es necessiten per a la seua implementació són:

1. Dades antropomètriques de la mà per a cadascun dels grups de població i distints percentils.
2. Posició i orientació dels eixos de rotació en cadascuna de les articulacions entre els segments definits.
3. Rang de moviment al voltant de cadascuna de les articulacions, en funció de la posició de la resta d'articulacions, ja que cal recordar que els moviments dels segments no són independents uns dels altres.

Existeixen al mercat un gran nombre de paquets comercials per a ús ergonòmic que inclouen models gràfics de cos sencer, per estudiar l'adaptabilitat al lloc de treball o la tasca a realitzar. Però no inclouen un model de la mà suficientment detallat com per poder simular de manera realista accions d'agarrada i/o manipulació manual d'objectes, i que per tant no poden ser utilitzats per acomplir les finalitats anteriorment esmentades. Cal destacar un model específic per a la mà implementat sobre el paquet CATIA [Davidoff i Freivalds, 1993]. Es tracta d'un model que representa únicament la mà masculina, desenvolupat en base a les dades antropomètriques obtingudes per ells mateixos. Consta de 24 segments connectats per 17 articulacions que li confereixen 23 graus de llibertat totals. Un treball de característiques similars és desenvolupat sobre el paquet d'anàlisi de mecanismes ADAMS [Vergara i Pérez, 1996], utilitzant en aquest cas dades antropomètriques existents a la literatura [Buchholz *et al*, 1992]. Cap dels dos treballs aconsegueix limitar les possibilitats de moviment de manera realista, si bé el primer d'ells limita el rang de moviment de cada articulació, però sense tenir en compte la dependència entre les distintes articulacions. Un dels principals problemes que planteja la utilització d'aquests models és que el posicionament dels distints segments que componen la mà per a la simulació de distintes postures és totalment subjectiu (Fig. 3.19).

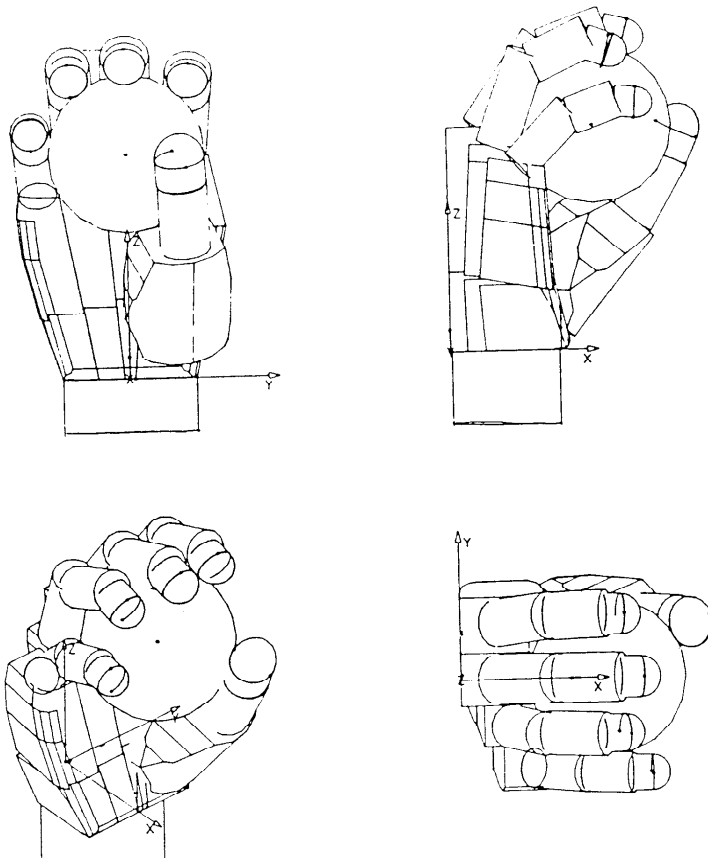


Figura 3.19: Model gràfic de la mà simulant l'agarrada d'una pilota [Davidoff i Freivalds, 1993].

En aquest sentit, apareix a la literatura un únic treball [Buchholz i Armstrong, 1992] per predir la postura de la mà (angles en cada articulació) en la subjecció d'un objecte. Només permet estudiar l'agarrada de potència sobre un cilindre, amb dues configuracions possibles per al polze: en extensió o flexionat sobre el cilindre (Fig. 3.20). El model es basa en la utilització d'algoritmes que determinen el contacte entre dos el·lipsoides, que són els elements geomètrics utilitzats per aproximar la superfície cutània dels segments de la mà, així com del objecte agarrat (Fig. 3.21). La predicció de la postura d'agarrada per a un objecte qualsevol, sembla a hores d'ara totalment inabastable.

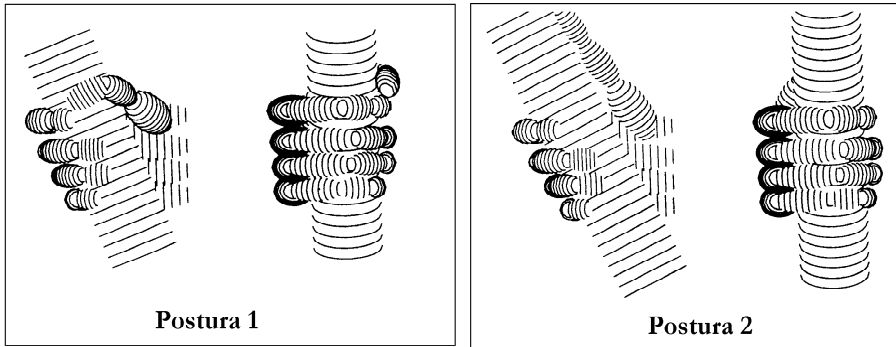


Figura 3.20: Resultats de les simulacions de les dues postures d'agarrada que permet analitzar el model [Buchholz i Armstrong, 1992].

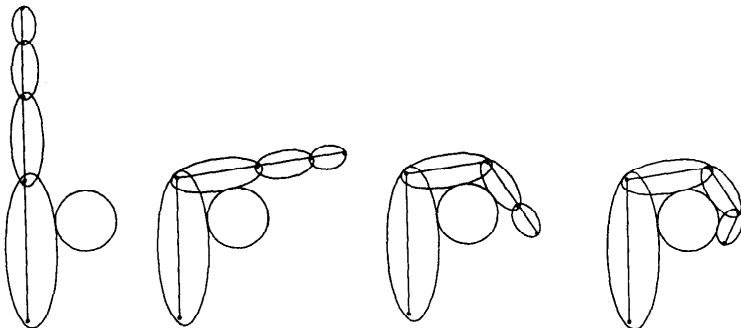


Figura 3.21: Exemple del funcionament de l'algorisme de predicció de postura d'agarrada [Buchholz i Armstrong, 1992].

3.4 Revisió de models existents a la literatura

A continuació es presenta una breu descripció dels distints models biomecànics de la mà que es poden trobar a la literatura. Per realitzar aquesta descripció s'han agrupat els treballs d'un mateix grup investigador, de manera que cada fitxa presenta la descripció del treball de modelització inicial, i de les modificacions i millores realitzades posteriorment sobre el model inicial.

[Thomas *et al*, 1968]

Objectius. Funcional: Estudi de la funcionalitat del múscul LU.

Dits modelats. Un dit, genèric.

2D/3D. 2D.

Càrregues externes. No en considera.

Graus de llibertat. Considera dos gdl: Flexió MCF i flexió IFP (suposa dependència de l'angle de flexió IFD amb IFP). Suposa eixos de rotació fixes, perpendiculars a les falanges.

Músculs considerats. Un extensor (sense cap connexió ni desdoblament), un flexor (que globalitza l'acció de FP i FS), un interossi i el LU.

Enfocament. 2^{on} : Considera el model de Landsmeer I per a tots els tendons en el seu pas per qualsevol articulació.

Tipus d'anàlisi. Estàtica, qualitativa. No estudia forces en articulacions.

Modelització muscular. Considera dos elements: un element elàstic, amb la seua rigidesa (EEP) i un actiu (EC).

Eq. de restricció. Igualtats: No cap. Desigualtats: No cap.

Resolució del sistema. Sistema determinat, en considerar només actius els músculs flexor i extensor per a l'anàlisi efectuada.

Conclusions. Model senzill que aconsegueix explicar la necessitat de l'existència del LU per estendre les articulacions IFD.

[Hirsch *et al*, 1974]

Objectiu. Planificació mèdica: Estudia la distribució de forces en implantar una pròtesi.

Dits modelats. Dit polze.

2D/3D. 3D.

Càrregues externes. Introdueix forces puntuals sobre els segments ossis.

Graus de llibertat. Considera dos gdl: flexió MCF i IF. Considera els eixos fixes i perpendiculars a l'eix longitudinal dels segments ossis.

Músculs considerats. FLP, ELP, ADP, ECP, FCP i ACP.

Enfocament. 1^{er} : A partir de mesures sobre cadàvers suposa la línia d'acció de cada element actuant, i planteja balanços de forces i un balanç de moments en la direcció de l'eix de rotació.

Tipus anàlisi. Estàtica, quantitativa. Calcula estorços sobre els músculs i sobre l'articulació.

Modelització muscular. No cap.

Eq. de restricció. Igualtats: Per convertir el problema en determinat no considera possible l'actuació simultània de músculs antagonistes; a més, obliga a que certs músculs no treballen, en base a dades EMG.

Desigualtats: No cap.

Resolució del sistema. Sistema determinat.

Conclusions. Les simplificacions realitzades són massa fortes per realitzar l'avaluació d'una pròtesi. Els resultats de forces en les articulacions només podrien ser utilitzades com a valors orientatius per assajar la pròtesi en laboratori.

[Spoor i Landsmeer, 1976]

Objectiu. Funcional: Estudi del moviment de zig-zag del dit (flexió MCF i extensió IF).

Dits modelats. Un dit, genèric.

2D/3D. 2D.

Càrregues externes. No en considera.

Graus de llibertat. Considera dos gdl: Flexió MCF i flexió IFP (suposa dependència de l'angle de flexió IFD amb IFP). Estudia les característiques que ha de posseir la cadena amb 2 gdl perquè represente la cadena amb 3 gdl. Suposa eixos de rotació fixes, perpendiculars a les falanges.

Músculs considerats. Un extensor (considera el desdoblament de les bandes laterals, per a la cadena triarticular.) i 1 flexor (FP + FS).

Enfocament. 2^{on} : Considera model de Landsmeer I per a tots els tendons en el seu pas per qualsevol articulació (però assenyalava la possible utilització de qualsevol altre tipus). A més, realitza una anàlisi qualitativa a partir de l'estudi de desplaçaments.

Tipus d'anàlisi. Estàtica i cinemàtica, qualitatives. No estudia forces en articulacions.

Modelització muscular. No cap.

Eq. de restricció. Igualtats: Per obtenir els paràmetres de la cadena biarticular a partir de la triarticular, considera que el desplaçament sofert pel tendó extensor central és igual a la suma dels desplaçaments de les bandes laterals més el tendó extensor terminal.

Desigualtats: No cap.

Resolució del sistema. Sistema determinat.

Conclusions. Obté condicions geomètriques i de relacions d'esforços perquè es produesca el zig-zag.

Altres treballs. [Spoor,1983]: Anàlisi qualitativa 2D de l'estabilitat del dit (3 gdl) front a una càrrega externa, amb i sense interrossis. No introdueix cap millora al model.

[Chao *et al.*, 1976]

Objectiu. Estudi de tasques: Agarrades tipus pinça i agarrada cilíndrica.

Planificació mèdica: estudi dels requeriments mínims de càrrega per a una hipotètica implantació protèsica.

Dits modelats. Índex, medial i menovell.

2D/3D. 3D.

Càrregues externes. Considera càrregues puntuals sobre els segments, simulants els esforços externs de les agarrades estudiades.

Graus de llibertat. Quatre gdl per a cada dit: Abducció MCF i flexió MCF, IFP i IFD. Els eixos de rotació es suposen fixes i perpendiculars a les falanges. Per a les articulacions MCF es consideren juntes universals.

Músculs considerats. L'extensor (amb desdoblament bandes laterals), FP, FS, LU (sense inserció a l'aparell extensor) i els interossis radial i cubital (sense insercions sobre l'aparell extensor).

Enfocament. 1^{er} : Es mesuren utilitzant rajos-X les posicions relatives dels punts proximal i distal de cada tendó travessant cada articulació.

Tipus anàlisi. Estàtica, quantitativa. Calcula els esforços sobre els tendons i les distintes articulacions.

Modelització muscular. No cap.

Eq. de restricció. Igualtats: Balanços en connexions. Suposa que l'EC no treballa durant les agarrades.

Desigualtats: Forces als tendons positives, forces axials de reacció compressives.

Resolució del sistema. Eliminació sistemàtica d'incògnites i amitjanament de les solucions admissibles.

Conclusions. Presenta un model tridimensional capaç de calcular esforços en articulacions, que proporcionen dades de requeriments mínims de càrrega per a una hipotètica implantació protèsica.

Treballs posteriors. [Cooney i Chao, 1977]: Utilitzant la mateixa tècnica realitza anàlisi estàtica sobre el polze (considerant les articulacions MCC i MCF com juntes universals, i la IF amb 1 gdl), per a les mateixes agarrades estudiades al treball anterior. No introdueix cap millora conceptual, excepte que modelitza un dit diferent.

[Chao i An, 1978]: Es tracta de la conjunció dels dos treballs anteriors. És a dir, estudia l'acció de pinçament entre polze i índex, utilitzant els mateixos models.

[An *et al.*, 1979]: Seguint la mateixa tècnica, calcula les coordenades (valors normalitzats respecte de la longitud de la falange medial de cada dit) dels punts proximal i distal de cada tendó per a cada articulació de tots els dits de la mà, exceptuant el polze. En base a aquestes dades, proposa un model normatiu de la mà.

[Berme *et al*, 1977]

Objectiu. Estudi de tasques: Estudi dels esforços sobre l'articulació MCF del dit índex durant una agarrada tipus pinça i l'acció d'obrir una ampolla.

Dits modelats. Dit índex.

2D/3D. 3D.

Càrregues externes. Considera una força puntual sobre la falange distal per simular les tasques, amb magnitud mesurada experimentalment.

Graus de llibertat. Considera dos gdl per a l'articulació MCF. No considera la resta de la cadena esquelètica.

Músculs considerats. Un extensor, un flexor, un intrínsec radial i un cubital, a més dels lligaments radial i cubital.

Enfocament. 1^{er} : Només considera els tendons en el seu pas per l'articulació MCF.

Tipus anàlisi. Estàtica, quantitativa. Calcula esforços en músculs i sobre l'articulació, diferenciant els lligaments.

Modelització muscular. No cap.

Eq. de restricció. Igualtats: No cap.

Desigualtats: Les forces als tendons i lligaments han de ser de tracció.

Resolució del sistema. Sistema determinat.

Conclusions. És un dels pocs treball que intenta calcular esforços en els lligaments, però amb poc èxit degut a les simplificacions realitzades.

Treballs posteriors. [Toft i Berme, 1980]: Realitza una anàlisi similar, però per al dit polze, i aquesta vegada sí té en compte tota la cadena esquelètica, realitzant balanços sobre les tres articulacions. Transforma el problema en determinat, en base a la funció de les distintes estructures. La consideració de tota la cadena esquelètica és l'única millora introduïda al model.

[Storace i Wolf, 1979]

Objectiu. Funcional: Estudi de la necessitat de l'existència de l'interossi.

Planificació mèdica: Estudi de dues disfuncions, el trencament del lligament triangular i el desplaçament volar del tendó extensor.

Dits modelats. Un dit, genèric.

2D/3D. 2D.

Càrregues externes. Considera una càrrega puntual sobre la falange distal, fictícia.

Graus de llibertat. Considera dos gdl: Flexió MCF i flexió IFP (suposa dependència de l'angle de flexió IFD amb IFP), malgrat l'existència de càrrega externa. Suposa eixos de rotació fixes, perpendiculars a les falanges.

Músculs considerats. Un extensor (sense connexions ni desdoblaments), un flexor (FP + FS) i un interossi.

Enfocament. 2^{on} : Utilitza el model de Landsmeer I per a tots els tendons en el seu pas per qualsevol articulació.

Tipus anàlisi. Estàtica, qualitativa. No estudia forces en articulacions.

Modelització muscular. No cap.

Eq. de restricció. Igualtats: No cap. Desigualtats: No cap.

Resolució del sistema. No resol, tan sols realitza anàlisi qualitativa.

Conclusions. El punt més notable del treball és la introducció de l'aplicació del principi dels treballs virtuals als models biomecànics de la mà. No sembla raonable la consideració de la dependència de la flexió de les articulacions IF en existir càrrega externa.

Treballs posteriors. [Storace i Wolf, 1982]: Realitza les mateixes anàlisis, però des del punt de vista cinemàtic, exclusivament. No introdueix cap millora al model.

[Weightman i Amis, 1982]

Objectiu. Estudi de tasques: Analitza els esforços musculars i sobre les articulacions en distintes agarrades de pinçament.

Planificació mèdica: Les sol·licitacions en les articulacions són la base de dades necessària per poder dissenyar pròtesis.

Dits modelats. Dit índex.

2D/3D. 2D.

Càrregues externes. Considera una càrrega puntual sobre la falange distal per simular la força de pinçament.

Graus de llibertat. Considera tres gdl: flexió MCF, IFP i IFD. Els eixos de rotació es consideren perpendiculars als segments ossis, i fixes.

Músculs considerats. Modela l'extensor (amb desdoblament bandes laterals), FP, FS i els intrínscics LU, ID1 i IV1 (connectant tots tres sobre els sistema extensor). A més considera els lligaments en l'articulació MCF.

Enfocament. 1^{er} : Utilitza les dades experimentals del treball d'An [An *et al*, 1979] per modelar els tendons en el seu pas per cada articulació.

Tipus anàlisi. Estàtica, quantitativa. Calcula esforços en músculs i tendons, així com les sol·licitacions de les articulacions.

Modelització muscular. No cap.

Eq. de restricció. Igualtats: Suposa que els músculs extensors EC i EI no treballen.

A més, suposa una distribució d'esforços sobre el mecanisme extensor, i que la distribució d'esforços entre els músculs intrínscics és proporcional a les seues AFST, per tal de fer el sistema determinat.

Desigualtats: Forces als músculs i tendons de tracció.

Resolució del sistema. Sistema determinat.

Conclusions. El punt més interessant del treball és l'anàlisi crítica dels valors d'esforços publicats en treballs anteriors.

[Buchner *et al.*, 1988]

Objectiu. Funcional: Estudi de la coordinació de les articulacions interfalàngiques.

Dits modelats. Modela els dits índex, medial, anular i menovell com un únic dit.

2D/3D. 2D.

Càrregues externes. No en considera.

Graus de llibertat. Considera tres gdl: Flexió MCF, IFP i IFD. Suposa eixos de rotació fixes, perpendiculars a les falanges.

Músculs considerats. L'extensor (amb desdoblament bandes laterals), FP, FS, interossi sense inserció sobre l'aparell extensor, i LU, amb origen sobre el FP i inserció en l'aparell extensor.

Enfocament. 2^{on} : Considera els models de Landsmeer: Model I per als extensors, interossis i LU creuant MCF, i una aproximació polinòmica del model III per als flexors, bandes laterals extensores, i LU creuant IFP.

Típus anàlisi. Dinàmica, quantitativa. Calcula les forces sobre els distints tendons i músculs, però no així sobre les articulacions.

Modelització muscular. No cap.

Eq. de restricció. Igualtats: Balanços de forces (escalars!) en els punts de connexió de tendons. Comportament elàstic lineal de les bandes tendinoses. Repartiment de forces en el desdoblament de l'extensor, segons un cert coeficient α .
Desigualtats: Forces als tendons positives.

Resolució del sistema. Utilitza la tècnica de minimització, comparant una funció lineal (suma de tensions musculars) front a una no lineal (suma dels quadrats de les tensions).

Conclusions. El punt més destacable del treball és la comparació dels resultats segons la funció d'optimització. Es conclou que la funció no lineal proporciona resultats més coherents des del punt de vista fisiològic. Així mateix, també és interessant el resultat de la simulació del moviment sense cap càrrega externa, que comprova que és possible la coordinació de moviments IFP-IFD sense l'acció del lligament retinacular.

[Lee i Rim, 1990]

Objectiu. Funcional: Estudi de la coordinació de les articulacions interfalàngiques.

Estudi de tasques: Càlcul de màximes forces d'agarrada.

Dits modelats. Dit medial.

2D/3D. 2D.

Càrregues externes. Introdueix una força puntual normal a cadascun dels segments, per simular l'agarrada cilíndrica.

Graus de llibertat. Considera tres gdl: Flexió MCF, IFP i IFD. Suposa eixos de rotació fixes, perpendiculars a les falanges.

Músculs considerats. L'extensor (amb desdoblament bandes laterals), FP, FS, interossis radial i cubital amb inserció sobre l'aparell extensor, i LU, amb origen sobre el FP i inserció en l'aparell extensor.

Enfocament. 2^{on} : Considera els models de Landsmeer: Model I per als extensors, el model de III per als flexors i una aproximació polinòmica del model III per als intrínsecs.

Tipus anàlisi. Estàtica, quantitativa. Calcula esforços als tendons i músculs, però no calcula forces en articulacions.

Modelització muscular. Utilitza un model del tipus de Hill, amb un element elàstic en sèrie (EEP) i element actiu (EC).

Eq. de restricció. Igualtats: Considera que en els desdoblaments de tendons, cada branca comparteix un mateix valor de força. La contribució dels interossis al sistema extensor és calculada a partir del percentatge de fibres que inserten sobre ell.

Desigualtats: La força mínima de cada múscul és la passiva corresponent a l'EEP, mentre que la força màxima és la suma de la passiva i la màxima força de l'EC.

Resolució del sistema. Maximització (lineal) de la suma de forces sobre els segments.

Conclusions. Es tracta d'un model bidimensional bastant complet, si bé la modelització dels desdoblament i connexions de tendons és massa simplista. Això no obstant, aconsegueix obtenir màximes força d'agarrada de cilindres de distintes grandàries, coherents amb les dades de la literatura.

[Giurintano i Hollister, 1991]

Objectiu. Planificació mèdica: La finalitat última del model és la utilització en la planificació del transplantament de tendons.
Estudi de tasques: Estudi de l'agarrada tipus pinça.

Dits modelats. Dit polze.

2D/3D. 3D.

Càrregues externes. Introdueix una força puntual sobre la falange distal per simular l'agarrada desitjada.

Graus de llibertat. Considera cinc gdl: Abducció MCC i MCF i flexió MCC, MCF i IF. Considera els eixos de rotació fixes, però amb orientació i posició mesurats experimentalment en treballs anteriors [Hollister *et al*, 1992; Hollister *et al*, 1995].

Músculs considerats. Considera tots els músculs del polze. Això és: FLP, FCP, ELP, ECP, ADP, ALP, ACP, OP i ID1.

Enfocament. 1^{er} : Calcula tota la trajectòria del tendó al llarg del seu recorregut, per a la qual cosa utilitza la combinació de blocs elementals [Thompson i Giurintano, 1989].

Tipus anàlisi. Estàtica, quantitativa. Calcula els esforços sobre els músculs i sobre les articulacions.

Modelització muscular. No cap.

Eq. de restricció. Igualtats: No cap.
Desigualtats: Forces als tendons positives.

Resolució del sistema. Utilitza la tècnica d'optimització, minimitzant la funció suma dels quadrats de les tensions musculars.

Conclusions. És el primer treball que no considera eixos de rotació perpendiculars als segments ossis. A més, el model està implementat en un entorn gràfic [Buford *et al*, 1990] que permet visualitzar la cinemàtica de les articulacions.

Treballs posteriors. [Giurintano i Hollister, 1994]: El mateix model és utilitzat per estudiar distintes paràlisis. No introdueix cap millora al model.
[Giurintano *et al*, 1995]: El model és utilitzat per estudiar distintes tasques (agarrades tipus pinça, ús de tornavis, i agarrada de potència). No introdueix cap millora al model.

[Leijnse *et al*, 1992]

Objectius. Funcional: Estudi de l'efecte de les connexions intertendinoses, orientat a l'estudi dels moviments dels músics.

Dits modelats. Un dit, genèric.

2D/3D. 2D.

Càrregues externes. No en considera.

Graus de llibertat. Considera dos gdl: Flexió MCF i flexió IFP (suposa dependència de l'angle de flexió IFD amb IFP). Obté la cadena amb 2 gdl equivalent a la de 3 gdl. Suposa eixos de rotació fixes, perpendiculars a les falanges.

Músculs considerats. Modela l'extensor (amb desdoblament bandes laterals), FP, FS i un interossi (amb desdoblament i inserció sobre l'extensor).

Enfocament. 2^{on} : Considera el model de Landsmeer I per a tots els tendons en el seu pas per qualsevol articulació.

Tipus anàlisi. Cinemàtica, qualitativa. No estudia forces en articulacions.

Modelització muscular. No cap.

Eq. de restricció. Igualtats: Igualtat dels desplaçaments de branques connectades.

Desigualtats: Obliga a que estiguen tensionades les branques principals de l'extensor, l'interossi, la banda central de l'extensor, i un dels tendons flexors. Perquè existesca coordinació de moviments, obliga a que estiga tensionada la banda lateral de l'extensor.

Resolució del sistema. No resol, tan sols realitza anàlisi qualitativa amb les excursions.

Conclusions. Es tracta d'un model bidimensional senzill, però que permet mostrar com les connexions intertendinoses impossibiliten que el músic pugui adoptar certes postures, encara que s'exercite.

Treballs posteriors. [Leijnse *et al*, 1993]: Es tracta d'una anàlisi similar a la del treball anterior, però modelant dos dits i estudiant l'efecte de les connexions intertendinoses entre tendons de dits distints. Es proposa l'eliminació quirúrgica d'aquestes restriccions per augmentar la independència dels moviments interdigitals, i es qüestiona novament l'exercitació dels dits.

[Leijnse i Kalker, 1995]: Estudia el funcionament del LU mitjançant la seua implementació en el model cinemàtic anterior, la qual cosa permet analitzar els moviments possibles del dit en el plànol sagital. El paper del LU és analitzat en funció de si els distints elements implicats es troben o no tensionats durant la realització de distints moviments.

[Leijnse, 1997a]: Utilitza el model dels treballs anteriors per analitzar quins dels dos músculs flexors és més adequat per controlar el dit durant la realització de moviments lliures, conclouent que és el FP el que es troba anatòmicament millor posicionat.

[Leijnse, 1997b]: Introdueix el grau de llibertat d'abducció-adducció a l'articulació MCF, i estudia l'efecte de la variació de la seua AFST. En aquest cas sí que es calculen els esforços musculars, mitjançant la minimització de la màxima tensió.

[Harding *et al*, 1993]

Objectiu. Estudi de tasques: Anàlisi dels moviments dels dits dels pianistes.

Dits modelats. Dit índex.

2D/3D. 2D.

Càrregues externes. Introdueix una força puntual per simular la força exercida en prémer una tecla.

Graus de llibertat. Considera tres gdl: Flexió MCF, IFP i IFD. Suposa eixos de rotació fixes, perpendiculars a les falanges.

Músculs considerats. Modela l'extensor (amb desdoblament bandes laterals), FP, FS, LU (amb inserció sobre l'aparell extensor; no considera origen sobre FP) i interossis (amb insercions sobre l'aparell extensor).

Enfocament. 1^{er} : Els braços de palanca necessaris per als balanços són calculats a partir de les dades del treball d'An [An *et al*, 1979].

Tipus anàlisi. Quasi-estàtica, quantitativa. Calcula forces sobre els tendons i músculs, així com sobre les articulacions.

Modelització muscular. No cap.

Eq. de restricció. Igualtats: Considera que en els desdoblements de tendons, cada branca comparteix un mateix valor de força. A més, suposa una certa relació entre els esforços desenvolupats pels músculs intrínscics. També assumeix que l'extensor no treballa per a l'acció considerada.

Desigualtats: Limitacions dels rangs de moviment a estudiar.

Resolució del sistema. El sistema és determinat. Però planteja la recerca d'una posició òptima que minimitza forces en articulacions o en tendons.

Conclusions. El model no introdueix cap nova idea. L'aplicació concreta permet determinar que la posició òptima per prémer una tecla es realitza amb un angle de flexió MCF bastant gran.

[Casolo i Lorenzi, 1994]

Objectiu. Planificació mèdica: Proposa la utilització del model per avaluar els resultats de les distintes intervencions de rehabilitació d'anomalies tendinoses.

Dits modelats. Dit índex.

2D/3D. 3D.

Càrregues externes. Considera càrregues puntuals sobre els segments ossis.

Graus de llibertat. Considera quatre gdl: Abducció MCF i flexió MCF, IFP i IFD. L'articulació MCF es modela com una junta universal, mentre que els eixos de rotació de les articulacions IF no es consideren perpendiculars als segments ossis.

Músculs considerats. Considera l'EC, EI, FP, FS, LU, ID1 i IV1. Parla de la possibilitat de considerar desdoblaments i connexions, però no de com tindre-ho en compte.

Enfocament. Realitza comparacions entre tots dos enfocaments.

Tipus anàlisi. Estàtica, quantitativa. Calcula esforços en músculs i tendons.

Modelització muscular. Limita la força en cada múscul al producte de la tensió màxima per l'AFST.

Eq. de restricció. Igualtats: No explica quines restriccions utilitza.
Desigualtats: Forces als músculs i tendons de tracció.

Resolució del sistema. Minimització de la relació $F_i/AFST_i$.

Conclusions. Realitza una bona síntesi de les diferents possibilitats de modelització dels tendons. Però no exposa les característiques del seu model.

[Biryukova i Yourovskaya, 1994]

Objectiu. Estudi de tasques: Estudia la distribució de forces entre els músculs per aconseguir determinats moviments.

Dits modelats. Tota la mà, incloent la canella.

2D/3D. 3D.

Càrregues externes. No considera cap càrrega externa.

Graus de llibertat. Considera quatre gdl per cada dit, a excepció del polze: Abducció MCF i flexió MCF, IFP i IFD; per al polze considera cinc gdl: Abducció MCC i MCF i flexió MCC, MCF i IF. Les articulacions amb dos graus de llibertat són considerades com fragmens de tor, de forma que els eixos de rotació són perpendiculars entre sí, però no s'intersecten.

Músculs considerats. Per a cada dit: EC, EI, FP, FS, LU, ID i IV (sense desdoblaments ni cap connexió entre ells); per al polze: FLP, FCP, ELP, ECP, ALP, ACP, ADP, OP i ID1.

Enfocament. 1^{er} : Considera una sèrie de punts sobre cada articulació per fer passar els tendons, simulant el model de Landsmeer II. La trajectòria dels tendons i músculs està molt simplificada.

Tipus anàlisi. Dinàmica, quantitativa. Calcula esforços en músculs i tendons.

Modelització muscular. No cap.

Eq. de restricció. Igualtats: No n'esmenta cap.

Desigualtats: Forces als músculs i tendons de tracció.

Resolució del sistema. Eliminació sistemàtica d'incògnites i amitjanament de les solucions admissibles.

Conclusions. Per poder modelitzar tota la mà es veu obligat a realitzar una modelització molt simplificada.

[Brook *et al*, 1995]

Objectiu. Estudi de tasques: Simulació de l'agarrada tipus pinça i de la rotació d'un disc.

Dits modelats. Dit índex.

2D/3D. 3D.

Càrregues externes. Introdueix una càrrega puntual sobre la falange distal, variable en posició, orientació i magnitud amb el temps per simular les tasques a estudiar.

Graus de llibertat. Considera quatre gdl: Abducció MCF i flexió MCF, IFP i IFD. Suposa eixos de rotació fixes, perpendiculars a les falanges, considerant l'articulació MCF com una junta universal.

Músculs considerats. Modela l'extensor (amb desdoblament bandes laterals), FP, FS, LU (amb origen en FP i inserció sobre l'aparell extensor), interossi radial (sense inserció a l'aparell extensor) i interossi cubital (amb inserció sobre l'aparell extensor).

Enfocament. 2^{on} : Considera els models de Landsmeer: Model I per a la flexió dels extensors, model III per a la flexió dels flexors, i aproximació polinòmica del model III per a la flexió de les bandes laterals i dels intrínsecs, així com per a totes les abduccions.

Tipus anàlisi. Dinàmica, quantitativa. Calcula com varien en el temps els valors dels esforços sobre cadascun dels músculs i tendons, i també dóna valors d'esforços en les articulacions, però no explica com els calcula.

Modelització muscular. No cap.

Eq. de restricció. Igualtats: Assumeix una distribució de forces sobre l'aparell extensor. A més, considera comportament elàstic lineal de les bandes tendinoses. Desigualtats: Forces als tendons positives.

Resolució del sistema. Resol el sistema indeterminat mitjançant la minimització no lineal de la funció suma dels quadrats de les tensions en els músculs.

Conclusions. Alguns dels ajusts dels models de Landsmeer a partir de les dades experimentals d'excursions [An *et al*, 1983] no són correctes. Tampoc és correcta l'assumpció de la independència de les excursions produïdes per la flexió-extensió i l'abducció-adducció sobre l'articulació MCF. Això no obstant, aconsegueix obtenir resultats coherents amb les dades EMG de la literatura.

[Esteki i Mansour, 1997]

Objectiu. Planificació mèdica: Model per estudiar l'estimulació neuromuscular.

Dits modelats. Polze i dit índex.

2D/3D. 3D.

Càrregues externes. Introdueix càrregues puntuals sobre els segments ossis, diferenciant una component normal i una altra tangencial per representar el fregament.

Graus de llibertat. Considera quatre gdl per al polze: abducció MCC i flexió MCC, MCF i IF; i també quatre gdl per a l'índex: abducció MCF i flexió MCF, IFP i IFD. Les articulacions amb 2 gdl són modelades com juntes universals.

Músculs considerats. Polze: FLP, FCP, ELP, ECP, ALP, ACP i ID1, sense cap connexió ni desdoblament.

Índex: FP, FS, EC, EI, ID1 i IV1, sense cap connexió ni desdoblament.

Enfocament. Pren un braç de palanca constant per a tots els tendons creuant qualsevol articulació, a excepció de l'ALP i l>ID1 del polze, per als quals s'ha considerat una recta entre l'origen i la inserció.

Tipus anàlisi. Dinàmica, quantitativa. Calcula esforços sobre els distints múscul. No permet calcular esforços sobre les articulacions.

Modelització muscular. L'EC considera les relacions força-longitud i força-velocitat, i l'activitat muscular. La component de força passiva és introduïda com un moment resistent constant per a cada articulació.

Eq. de restricció. Igualtats: No cap.

Desigualtats: Nivells d'activació entre 0 i un valor inferior a la unitat.

Resolució del sistema. Minimització de la diferència entre la posició desitjada i l'aconseguida, o minimització de la diferència entre l'esforç desitjat i l'aconseguit.

Conclusions. La modelització dels músculs tenint en compte la variable activitat muscular, permet estudiar els resultats que s'obtidrien de l'aplicació de la tècnica d'estimulació neuromuscular. Això no obstant, el model proposat presenta massa simplificacions per a l'objectiu perseguit.

[Valero-Cuevas *et al*, 1998]

Objectiu. Estudi de tasques: Estudia la distribució de forces entre els músculs per aconseguir aplicar la màxima força amb la falange distal del dit índex en distintes direccions, per a una postura concreta.

Dits modelats. Dit índex.

2D/3D. 3D.

Càrregues externes. Introdueix una càrrega puntual sobre la falange distal, en 5 direccions distintes.

Graus de llibertat. Considera quatre gdl: abducció MCF i flexió MCF, IFP i IFD. Considera eixos fixes i perpendicular a les falanges. L'articulació MCF és modelada com una junta universal.

Músculs considerats. L'EC (amb desdoblament bandes laterals), EI (que s'uneix amb l'EC), FP, FS, LU (amb origen sobre el FP i insertant sobre l'aparell extensor), ID1 (insertant completament a la falange proximal) i IV1 (insertant sobre l'aparell extensor).

Enfocament. Com que estudia una posició concreta, pren els braços de palanca de les dades experimentals del treball d'An [An *et al*, 1983] per a la posició estudiada.

Tipus anàlisi. Estàtica, quantitativa. Calcula esforços sobre els distintes músculs i tendons. No permet calcular esforços sobre les articulacions.

Modelització muscular. Menysprea les forces passives i suposa que els músculs es troben en posició òptima, de manera que la màxima força és el producte de la tensió màxima per l'AFST. La força desenvolupada pel múscul és el producte d'aquesta força màxima pel nivell d'activació muscular.

Eq. de restricció. Igualtats: Assumeix una distribució de forces en la trifurcació de l'EC. Realitza un balanç vectorial de forces per al desdoblament del LU i IV1. I realitza balanços algebraics de forces per a la resta de connexions.

Desigualtats: Nivells d'activació entre 0 i un valor inferior a la unitat.

Resolució del sistema. Maximitza l'esforç d'agarrada.

Conclusions. El model no aconsegueix reproduir el comportament dels músculs intrínsecs. En l'ajust del model es permeten variacions dels paràmetres fóra de rangs acceptables. A més, no sembla raonable realitzar un ajust de paràmetres per a una única postura.

3.5 Conclusions

En aquest capítol s'ha realitzat una revisió dels models biomecànics de la mà existents a la literatura, i dels distints aspectes relatius a la modelització dels distints elements que la componen.

Atès que un model biomecànic de la mà és una representació matemàtica *simplificada*, la seua utilitat i validesa depenen de les simplificacions realitzades. Així, s'ha assenyalat la importància de la necessitat de realitzar una clara definició dels objectius perseguits, per tal de prendre les decisions correctes en les aproximacions que es realitzen durant el procés de desenvolupament del model biomecànic. En aquest sentit, s'han diferenciat quatre tipus bàsics de models, segons els objectius que persegueixen, dels quals es presenta a continuació les característiques bàsiques que reuneixen:

1. *Models biomecànics funcionals*: Intenten explicar la funcionalitat de diferents elements anatòmics, punt clau en l'estudi de les causes i efectes de distintes patologies de la mà humana. Es tracta normalment de models cinemàtics (de vegades dinàmics) molt simplificats (usualment 2D), amb els que es realitzen anàlisis de tipus qualitatiu.
2. *Models biomecànics de planificació mèdica*: Estan orientats a ajudar els metges en la planificació del tractament dels pacients i de les seues intervencions quirúrgiques. Es tracta normalment de models dinàmics, amb els quals es realitzen anàlisis de tipus quantitatiu, com ara l'anàlisi d'escurçament en la planificació de transplantaments de tendons, o de l'estimució nerviosa necessària per aconseguir rehabilitar en certa mesura la capacitat prènsil de malalts amb algun tipus de disfunció muscular.
3. *Models biomecànics per a l'estudi de tasques*: Estudien el comportament dels distints elements que componen la mà durant la realització de distintes tasques, per a distintes finalitats, com pot ser el de tenir valors orientatius d'esforços en les articulacions, per tal de comprovar el disseny resistent de pròtesis. Es tracta de models dinàmics, amb els quals es realitzen anàlisis quantitatives.
4. *Models gràfics*: Modelitzen la cinemàtica de la mà i la seua geometria externa, i s'empren per simular gràficament la mà i els seus moviments.

Per modelitzar la cinemàtica de la mà, la majoria dels treballs paren atenció únicament al moviment fisiològic resultant de les articulacions, sense tenir en compte l'estructura restrictora; se solen considerar eixos de rotació fixes entre segments: 1 per a les articulacions IF i per a les MCC dels dits anell i menovell, i 2 per a les articulacions MCF i per a la MCC del polze. Això no obstant, aquesta simplificació no és suficient per a segons quines anàlisis, com per exemple, per estudiar l'efecte de la implantació d'una pròtesi, on és important analitzar el paper que juguen els teixits lleugers de l'articulació.

S'han diferenciat dos enfocaments distints per modelitzar l'acció dels tendons en el seu pas per les articulacions. El primer enfocament correspon a considerar que el tendó transcorre lliurement entre dos punts fixos amb els següents ossis proximal i distal, respectivament. I el segon enfocament es deriva del principi dels treballs virtuals, i considera que els braços de palanca de cadascun dels tendons corresponen amb la primera derivada de l'escurçament del tendó respecte de l'angle girat sobre l'eix de rotació considerat. Aquesta afirmació no és estrictament certa [Casolo i Lorenzi, 1994], en no tenir en compte el treball de deformació de les beines i altres estructures que restringeixen la trajectòria del tendó en el seu recorregut. Tots dos enfocaments presenten avantatges i inconvenients, que s'han posat de manifest. El principal desavantatge per realitzar un model 3D correspon al segon enfocament, per la complexitat en el càlcul d'escurçaments dels tendons en el seu pas per articulacions amb més d'un grau de llibertat.

Quant a la modelització muscular, quasi tots els treballs de la literatura que els modelitzen utilitzen alguna variant del model de Hill. Aquest model permet introduir l'efecte dels tres paràmetres bàsics, que són l'activitat muscular i la variació de l'esforç muscular màxim amb la longitud del múscul i amb velocitat de contracció muscular.

Del plantejament general del problema de modelització s'arriba un sistema d'equacions indeterminat, amb més incògnites (esforços musculars) que equacions disponibles. Això obliga a buscar algun tipus de criteri per poder resoldre el problema. S'han exposat els distints criteris existents a la literatura, estant la tendència la de minimitzar alguna funció. També s'ha presentat una revisió sobre els treballs que intenten donar una explicació fisiològica a les funcions proposades. En aquest sentit, s'ha d'assenyalar que el criteri més utilitzat ha estat la minimització de la funció suma dels quadrats de les tensions musculars, per a la qual Crowninshield i Brand (1981) argumenten que coincideix amb la maximització de la resistència a fatiga.

Finalment, es presenta al capítol una sèrie de fitxes amb una breu descripció dels distints models existents a la literatura, amb les seues característiques bàsiques.

La revisió exposada en aquest capítol, juntament amb la descripció anatòmica del capítol anterior i els objectius perseguits amb el model, assentaran les bases per desenvolupar el model biomecànic que es presenta al següent capítol.

Capítol 4

Model biomecànic de la mà

Per poder estudiar el comportament del cos humà cal produir un model sobre el qual realitzar anàlisis i treure'n conclusions. Un *model* pot entendre's com una simplificació d'una realitat massa complexa per poder comprendre-la [Spoor, 1992]. En la producció d'un model es poden diferenciar dues fases [Craig, 1981]: La primera fase consisteix en la idealització del sistema de forma que siga més fàcilment analitzable matemàticament. És el que s'anomena *model analític*, i que bàsicament consisteix en una descripció de la realitat a estudiar i de les simplificacions considerades, juntament amb els esquemes descriptius del sistema i un llistat dels paràmetres de disseny. La segona fase consisteix en l'aplicació de les lleis físiques oportunes als distints elements que componen el sistema, per obtenir així les equacions que defineixen el seu moviment, en llenguatge matemàtic. El conjunt d'equacions resultant és el que s'anomena *model matemàtic*. El següent pas és ja la resolució del sistema d'equacions resultant, que possibilitarà l'estudi del comportament dinàmic del sistema.

El *grau d'idealització* del model serà funció dels objectius perseguits i del que es pretenga estudiar amb ell. En aquest sentit, el model ha de considerar els paràmetres més importants i preferiblement no més dels que siguen necessaris per tal d'obtenir una aproximació satisfactòria del comportament mecànic de la realitat estudiada, el cos humà en aquest cas [Spoor, 1992]. L'elecció dels paràmetres del model és, en una primera aproximació, intuïtiva i basada en l'observació de l'estructura del sistema real i del seu moviment. En aquest sentit, les formes i els moviments que varien relativament poc se solen aproximar a constants, i els moviments reals se solen simplificar a les seues components principals. A més a més, els paràmetres que defineixen el model s'hauran de sotmetre a un procés d'adaptació (sempre dintre de rangs realístics) per reproduir les qualitats observades sobre el sistema real.

Per suposat, la *validesa del model* s'ha de confirmar mitjançant la comprovació de la similaritat de comportament aconseguit amb el model amb l'observat experimentalment. Però cal assenyalar que la verificació experimental d'un conjunt d'experiments no prova en absolut la validesa del model, sinó que simplement la

recolza. Amb tot açò, la validació dels models biomecànics és difícil, si no impossible, laboriosa, i sovint no es duu a terme [Spoor, 1992]. La difusió de models sense cap validació, deixant-la en mans d'altres investigadors, pot infestar la literatura científica amb una persistent mala brossa. D'altra banda, l'obstinació per una completa validació postergaria la publicació dels treballs més enllà de límits raonables.

L'objectiu d'aquesta tesi és investigar sobre la conveniència de la utilització d'un model biomecànic de la mà per ajudar en el procés d'avaluació del disseny d'eines manuals. D'acord amb els raonament que s'acaben d'exposar, la producció d'aquest model s'haurà de dur a terme realitzant les simplificacions adients d'acord amb la descripció anatomico-funcional presentada al capítol 2, i recolzant-se en la revisió del capítol 3 on s'han tractat, de forma crítica, distints aspectes relacionats amb la modelització de sistemes musculoesquelètics (no necessàriament la mà), i on s'han descrit també els models biomecànics de la mà que es poden trobar actualment a la literatura. Però el més important és que aquest procés s'haurà de dur a terme sempre d'acord amb els objectius perseguits. Així doncs, els requisits del model han de sorgir de l'especificació dels objectius buscats. Els objectius del model que s'estudia en aquesta tesi es poden enumerar de forma resumida en:

1. El model ha de ser capaç d'avaluar el disseny d'eines manuals mitjançant la simulació de la seua utilització.
2. Ha de permetre estudiar l'efecte de la utilització de l'eina per distints percentils i grups de població.
3. Ha d'ajudar a definir les zones d'agarrada i la seua disposició, les quals defineixen la forma d'agarrada amb què s'emprarà l'eina, de forma que el seu disseny siga el més eficient possible.

Per assolir aquestos objectius el model que es proposa en aquesta tesi haurà d'acomplir les següents característiques bàsiques:

1. El model ha de simular la mà completa, per poder avaluar qualsevol tipus d'agarrada. Això no obstant, s'ha d'evitar alhora una complexitat elevada perquè el cost computacional del problema no siga massa elevat.
2. El model ha de ser escalable, per tal de poder representar distints percentils i grups de població.
3. Ha de ser dinàmic per tal de poder simular qualsevol tipus de tasca (lenta o ràpida) durant la utilització d'eines manuals.
4. Permetrà estimar els esforços musculars durant la utilització d'eines manuals, que podrien ser utilitzats com indicadors en el procés d'avaluació del seu disseny.
5. Ha de permetre estimar la capacitat màxima d'agarrada per a distints tipus d'agarrada, per tal d'ajudar a obtenir el disseny d'eina més eficient possible.

El desenvolupament d'aquest capítol es realitza d'acord amb les fases abans descrites. El capítol s'estructura en tres apartats ben diferenciats. Al primer apartat, *model analític*, es realitza la descripció conceptual del model, justificant les simplificacions i l'elecció de les distintes alternatives possibles en cada cas, sempre d'acord amb la revisió realitzada i els objectius perseguits. Al segon apartat, *model matemàtic*, es presenta la descripció de la implementació del model proposat, exposant la formulació matemàtica emprada. I per últim, al tercer apartat del capítol es presenta la *verificació* del model biomecànic proposat, orientada sobretot a la justificació de l'adequació del model als objectius perseguits. Abans d'entrar de ple amb la descripció detallada de la proposta de modelització és convenient realitzar una introducció; com que la idealització proposada consisteix en la consideració de la mà com un sistema multicos, es presenta en aquesta introducció una revisió sobre alguns conceptes bàsics referents a sistemes multicos, als distints problemes que es poden presentar i el seu tractament.

4.1 Introducció

Un *sistema multicos* és un conjunt de dos o més cossos rígids (o elements) connectats entre ells de forma imperfecta, la qual cosa permet la possibilitat de moviment relatiu entre ells [García de Jalón i Bayo, 1994]. Cadascuna d'aquestes unions imperfectes que componen un sistema multicos és el que s'anomena *parell o articulació cinemàtica*, o simplement articulació. Una articulació permet certs graus de llibertat de moviment relatiu i en restringeix d'altres. Una articulació de *classe I* permet un grau de llibertat, una de *classe II* en permet dos, i així successivament. Així per exemple, una articulació de revolució és una articulació de classe I, en permetre únicament una rotació relativa. Els elements d'un sistema multicos normalment estan connectats entre ells mitjançant articulacions. Però de vegades no hi ha un contacte directe entre els cossos, sinó que aquests estan interrelacionats mitjançant altres tipus d'elements que transmeten força, com pugen ser les molles o els amortidors.

Els sistemes multicos es solen classificar en sistemes de cadena oberta o de cadena tancada. Si els elements que formen el sistema no formen cap llaç tancat, llavors el sistema s'anomena *de cadena oberta* (Fig. 4.1.a); en cas contrari, el sistema s'anomena *de cadena tancada* (Fig. 4.1.b). Els dits de la mà es modelitzaran com sistemes multicos de cadena oberta.

Per modelitzar un sistema multicos, s'ha d'escollir la manera en què es descriurà la seua posició i moviments. Això és, s'han de seleccionar una sèrie de paràmetres o coordenades que permeten definir de forma inequívoca la posició, velocitat i acceleració del sistema multicos per a qualsevol instant de temps. El més usual és considerar un conjunt de coordenades independents, coincident en nombre amb els graus de llibertat del sistema multicos, i que és per tant el nombre mínim de coordenades necessàries. Aquesta serà l'opció triada per a la modelització proposada. Això no obstant, també es pot emprar un conjunt de coordenades dependents, en nombre superior als graus de llibertat del sistema. Aquesta segona

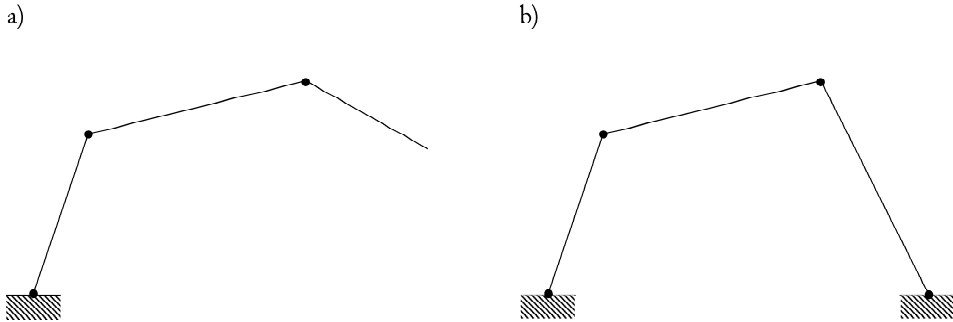


Figura 4.1: Sistemes multicos plans: a) Sistema multicos de cadena oberta; b) Sistema multicos de cadena tancada.

opció s'empra quan el sistema és més fàcil descriure'l d'aquesta forma; en eixe cas, caldrà considerar també una sèrie d'equacions de restricció que interrelacionen les coordenades dependents. El nombre d'equacions de restricció haurà de ser igual a la diferència entre el nombre de coordenades dependents triades i els graus de llibertat del sistema.

Quant als problemes que es poden estudiar, cal diferenciar-ne dos tipus: Problemes cinemàtics i problemes dinàmics. A continuació es tracten cadascun d'ells de forma separada, i finalment es presenta la definició del problema a estudiar, d'acord amb tot allò exposat en aquestos punts.

4.1.1 Problemes cinemàtics

Els problemes cinemàtics són aquells en els que interessa l'estudi de la posició o el moviment del sistema multicos sense tenir en compte les forces o accions que el generen. Es tracta de problemes purament geomètrics, que es poden resoldre sense tenir en compte les característiques inercials dels elements del sistema multicos.

S'anomenen *elements d'entrada* d'un sistema multicos a aquells dels quals es coneix la posició o moviment. La posició i el moviment de la resta d'elements del sistema es calculen d'acord amb la posició i moviment d'aquestos elements d'entrada. Per tant hi haurà sempre tants elements d'entrada com graus de llibertat tinga el sistema multicos. En un sistema multicos de cadena oberta, com serà el cas dels dits de la mà, tots els elements són d'entrada.

Dintre dels problemes cinemàtics es poden diferenciar alhora quatre tipus de problemes [García de Jalón i Bayo, 1994]:

- *Problema de posició inicial*: Es tracta d'un problema d'engalzament, consistent en trobar la posició de tots els elements del sistema multicos a partir de la definició de la posició dels elements d'entrada. En general es tracta d'un problema de difícil solució, en conduir a un sistema d'equacions algebraiques no lineals, amb diverses solucions. A major complexitat del sistema, el nombre de possibles solucions augmenta. Això no obstant, cal assenyalar que per al cas de la modelització dels dits, com que són cadenes obertes on tots els seus

elements són d'entrada, la resolució d'aquest problema és immediata, havent només una possible solució al problema.

- *Problema de desplaçament finit*: Es tracta d'una variació del problema de posició inicial. A partir d'una posició fixa del sistema multicos i d'un desplaçament finit (no infinitesimal) dels elements d'entrada, el problema consisteix en trobar la posició final de la resta de cossos del sistema. Es tracta d'un problema de més fàcil resolució que el de posició inicial, ja que la posició coneguda del sistema es pot utilitzar com punt de partida en el procés iteratiu de resolució del sistema d'equacions no lineals. A més, el fet de tenir múltiples solucions no és tan crític en aquest cas, ja que normalment interessa la solució més propera a la posició coneguda. Novament, per al cas de la modelització dels dits no hi ha cap diferència amb el problema de posició inicial, estant un problema de solució immediata.
- *Anàlisi de velocitats i acceleracions*: Conegudes la posició i velocitat dels elements d'entrada del sistema multicos, l'anàlisi de velocitat consisteix en determinar les velocitats de la resta d'elements. El problema és de més fàcil resolució que els anteriors, ja que condueix a un sistema d'equacions lineals, amb solució única. Així, serà aplicable el principi de superposició.
 Conegudes la posició i velocitat de tots els elements del sistema i les acceleracions dels elements d'entrada, l'anàlisi d'acceleracions consisteix en determinar les acceleracions de la resta d'elements. Com a l'anàlisi de velocitats, el problema és lineal. A més, la matriu del sistema d'equacions lineals que governen el problema és la mateixa que al cas de velocitats. Per a la modelització de la mà, aquestes anàlisis seran imprescindibles per tal de poder estudiar el comportament dinàmic del sistema, ja que cal conèixer el moviment del cdg de cadascun dels cossos que componen el sistema.
- *Simulació cinemàtica*: La simulació cinemàtica proporciona una visió de tot el rang de moviment del sistema multicos. Es tracta de la combinació de tots els problemes anteriors. Permet detectar col·lisions, estudiar trajectòries, seqüències de moviment, etc.

4.1.2 Problemes dinàmics

Els problemes dinàmics són aquells en els que interessa estudiar la relació entre els esforços actuants sobre el sistema multicos, les seues característiques inercials i el moviment del sistema. En general, els problemes dinàmics són més complicats de resoldre que els cinemàtics. A més, cal resoldre el problema cinemàtic abans de poder resoldre el dinàmic. A continuació es descriuen el problemes dinàmics que es poden presentar [García de Jalón i Bayo, 1994]:

- *Problema de la posició d'equilibri estàtica*: Es tracta de determinar la posició del sistema per a la qual totes les forces externes sobre el sistema estan compensades, incloent les forces gravitacionals, les forces elàstiques en les

molles i les reaccions externes. No es tracta d'un vertader problema dinàmic sinó estàtic, que depèn del pes i posició del centre de gravetat del sistema multicòs, però no de les seues propietats inercials. En general, la resolució del problema condueix a un sistema d'equacions no lineals que cal resoldre iterativament. Aquest problema no serà objecte d'estudi en aquesta tesi, ja que suposaria buscar la posició d'equilibri de la mà, conegudes les forces externes aplicades sobre ella, i també les forces als músculs, la qual cosa no té cap sentit en aquest cas.

- *Dinàmica linealitzada*: Estretament lligat amb el problema anterior està la determinació dels modes i freqüències naturals de vibració de les menudes oscil·lacions que tenen lloc al voltant de la posició d'equilibri estàtica (o dinàmica). El problema es resol linealitzant en primer lloc les equacions de moviment per a una posició determinada i realitzant llavors una anàlisi d'autovalors. Aquest problema tindria sentit per tal d'estudiar la manipulació d'eines manuals amb una important component de vibracions, com pugua ser una trepadora. Això no obstant, aquesta anàlisi no serà abordada en aquesta tesi.
- *Problema de dinàmica inversa*: Consisteix en la determinació de les forces motrius que produeixen un determinat moviment, així com de les reaccions que apareixen en cadascuna de les articulacions del sistema multicòs. És necessari conèixer les velocitats i acceleracions per tal d'estimar les forces d'inèrcia que, juntament amb el pes, les forces a les molles i els amortidors i totes les forces externes sobre el sistema, proporcionen la base per calcular les forces motrius requerides. Aquest serà el problema fonamental que s'estudiarà amb el model biomecànic de la mà; conegut el moviment i les forces externes sobre la mà, s'estimaràn els esforços musculars necessaris per assegurar l'equilibri dinàmic. En aquest cas, el sistema d'equacions a què s'arriba és un sistema d'equacions algebraïques.
- *Problema de dinàmica directa*: Consisteix en la determinació del moviment d'un sistema multicòs durant un cert interval de temps, com a resultat de l'aplicació de forces sobre ell i d'unes condicions inicials. Així doncs, permet predir el comportament del sistema davant l'aplicació d'una sèrie d'esforços externs. Aquest problema implica la resolució d'un sistema d'equacions diferencials ordinàries no lineals. Aquestes equacions s'integren a partir de les condicions inicials. Òbviament les equacions són les mateixes que al problema de dinàmica directa, però el que canvia són els paràmetres que es consideren com incògnites i aquells que són entrades del problema. Com més endavant es farà menció (apartat 4.1.3), i d'acord amb els objectius perseguits, aquest problema no serà objecte d'estudi en aquesta tesi.
- *Dinàmica directa i inversa de sistemes multicòs deformables*: Hi ha casos on les deformacions que experimenten els cossos que formen un sistema durant el seu moviment presenten deformacions que juguen un paper important

en l'anàlisi dinàmica, no estant factible la seua idealització com a sòlids rígids. Açò ocorre sobretot quan es treballa amb estructures i manipuladors extremament lleugers, o amb maquinària d'elevada velocitat. La consideració de la deformació dels cossos es tradueix en un creixement considerable de la grandària del sistema d'equacions. En aquest cas hi ha un retard temporal entre l'actuació de les forces motrius i la resposta del sistema, de manera que la solució s'extén temporalment respecte dels límits de les accions aplicades. En el cas que interessa en aquesta tesi, es pot menysprear aquestes deformacions.

- *Impactes i percussions*: Una percussió és una força de gran magnitud que ocorre en un període molt curt de temps. És convenient diferenciar entre problemes d'impacte i de percussió. En els problemes de percussió se suposa que una gran força de valor conegut actua durant un temps infinitesimal sobre el sistema. Açò es tradueix en discontinuïtats en les distribucions de velocitats. D'altra banda, els problemes d'impacte es refereixen a la col·lisió de cossos on almenys un d'ells experimenta un canvi repentí de velocitats. El punt de contacte experimenta una percussió, de valor desconegut. El problema en realitat és el mateix plantejat en la dinàmica inversa o directa, canviant només les característiques de les forces involucrades, la qual cosa influirà bàsicament en les tècniques utilitzades per a la resolució del sistema d'equacions.

En tots els problemes exposats s'ha assumit que la geometria i les propietats físiques del sistema són conegudes, bé perquè es tracta d'un sistema multicòs existent, o perquè ha estat prèviament dissenyat. Però de vegades el que es pretén és precisament buscar un disseny per a un nou sistema que acomplisca amb una sèrie d'especificacions. En eixe cas es parla de problemes de disseny o de *síntesi de mecanismes*.

4.1.3 Definició del problema

Havent definit els objectius i requeriments del model és fàcil situar els distints problemes que es pretenen estudiar amb el model biomecànic dintre de la classificació que s'acaba de presentar als apartats anteriors. L'objectiu fonamental del model és que ha de permetre la simulació de la utilització d'eines manuals. En aquest sentit, haurà de ser capaç d'estimar els esforços musculars involucrats durant la utilització de les eines. A tal efecte cal, en primer lloc, definir completament la interacció mà-eina; és a dir, cal conèixer la posició i/o moviments de la mà, així com la distribució i valor de les forces de contacte amb l'eina. Amb aquestes premisses, el que es pretén és buscar les forces motrius (esforços musculars) que fan possible tal comportament. Es tracta, segons la classificació abans exposada, d'un problema de *dinàmica inversa*.

Plantejar-se un problema de dinàmica directa és complexe, atès que no es coneix com el sistema nerviós central controla dinàmicament les accions musculars per tal d'efectuar una determinada tasca; no se sap com tria la seqüència de posicions, per exemple, per agafar una eina o encertar la punta d'un tornavís en la ranura del

cargol. Els músculs són accionats per produir un moviment d'acord amb una sèrie de criteris desconeguts, ajudant-se d'un sistema de control (vista, tacte...) que assegura la realimentació necessària per realitzar el control oportú i que el resultat siga satisfactori. Abans d'endinsar-se a resoldre aquest complicat problema cal assegurar la validesa del model biomecànic per als objectius perseguits, per a la qual cosa és convenient començar amb el problema de dinàmica inversa esmentat abans.

Això no obstant, es podrien resoldre problemes de dinàmica directa sense tenir en compte aquest control esmentat, suposant conegut el patró d'activitats musculars, per exemple perquè s'haja mesurat d'alguna manera (com puga ser a partir de senyals EMG). Per als objectius perseguits en aquesta tesi no tindria massa sentit, però sí que en tindria si el model estiguera orientat, per exemple, a l'estudi de la rehabilitació parcial de la funcionalitat de la mà mitjançant l'estimulació nerviosa de malalts quadraplègics; en eixe cas s'estudiaria el comportament de la mà davant el patró d'activitats aconseguit mitjançant l'estimulació.

Un altre problema interessant des del punt de vista del disseny d'eines manuals és l'estimació d'esforços màxims d'agarrada per als distints tipus d'agarrada. En eixe cas també cal conèixer la posició que defineix el tipus d'agarrada i la distribució de forces de contacte. Amb aquestes dades es busca la combinació d'esforços interns (forces motrius) que maximitzen una certa funció (força d'agarrada). Es tracta novament d'un problema de dinàmica inversa.

Havent definit els problemes que es pretenen resoldre, a continuació es presenta el model proposat, començant amb el model analític, i presentant a continuació la seua implementació matemàtica. L'apartat del model matemàtic finalitza amb una enumeració de totes les dades necessàries per tal de desenvolupar el model proposat, incidint en el procés seguit per tal d'aconseguir un model escalable, un dels requisits més importants per assolir els objectius del model, ja que l'escalabilitat permetrà representar distints percentils i grups de població.

4.2 Model analític

En aquest apartat es descriu conceptualment el model proposat per a la seua posterior utilització en l'avaluació del disseny d'eines manuals. Aquesta descripció comença per la idealització de la seua cinemàtica, és a dir, la modelització de les possibilitats de moviment entre els distints elements que componen la mà. En base a aquest model cinemàtic es desenvolupa el model dinàmic. A tal efecte es presenta la modelització dels elements actuadors sobre aquest sistema, causants del possible moviment que presente. Una vegada definit el model cinemàtic de la mà i els elements actuadors sobre ell, el seu comportament, ja siga estàtic o dinàmic, pot ser estudiat mitjançant l'aplicació de les equacions de la dinàmica.

Com ja s'ha avançat al capítol 3, la resolució del sistema d'equacions que defineix el problema dinàmic és un sistema indeterminat, amb nombre d'incògnites superior al d'equacions. Caldrà definir, per tant, el mètode a seguir per resoldre el sistema d'equacions.

4.2.1 Model cinemàtic

La mà es considerarà formada per cinc cadenes esquelètiques, corresponents a cadascun dels dits, totes elles unides al carp o canella. La taula 4.1 presenta de forma resumida els ossos de cadascuna d'aquestes cadenes esquelètiques. Aquestes unitats òssies són sistemes de partícules que presenten una baixa deformabilitat, de forma que es poden considerar sòlids rígids indeformables. Els ossos, però, estan envoltats de teixits tous, com ara la carn i la pell, òbviament deformables sota l'aplicació de càrregues. Això no obstant, el seu efecte sobre la dinàmica del sistema és menyspreable, de forma que no es tindrà en compte. Així doncs, es considerarà la mà com un sistema multicòs compostat per cinc cadenes obertes de sòlids rígids indeformables (*segments ossis*), i que corresponen a cadascun dels ossos que la componen, juntament amb els teixits tous que els envolten, menyspreant així la possible variació de les característiques inercials d'aquestos segments durant el moviment de la mà.

Taula 4.1: Ossos de les distintes cadenes esquelètiques.

Polze	Índex	Medial	Anular	Menovell
1 ^{er} Metac.	2 ^{on} Metac.	3 ^{er} Metac.	4 ^{rt} Metac.	5 ^é Metac.
1 ^a Fal. Prox.	2 ^{ona} Fal. Prox.	3 ^a Fal. Prox.	4 ^{rt} a Fal. Prox.	5 ^{ena} Fal. Prox.
1 ^a Fal. Dist.	2 ^{ona} Fal. Med.	3 ^a Fal. Med.	4 ^{rt} a Fal. Med.	5 ^{ena} Fal. Med.
	2 ^{ona} Fal. Dist.	3 ^a Fal. Dist.	4 ^{rt} a Fal. Dist.	5 ^{ena} Fal. Dist.

Els ossos estan connectats entre ells mitjançant les superfícies articulars i per estructures flexibles, principalment la càpsula articular i els lligaments. Aquests elements restringeixen el moviment relatiu entre els segments ossis. El model perseguit no pretén conèixer el funcionament particular de cadascuna d'aquestes estructures, la qual cosa seria indispensable en el cas que el model estiguera orientat al disseny de pròtesis. Així doncs, amb base en els treballs experimentals que estudien els moviments dels segmens ossis sobre les distintes articulacions, es buscarà la idealització d'aquestes unions (conjunt de superfícies articulars i estructures flexibles) com enllaços mecànics el més simple possibles.

Al capítol 2 s'han descrit anatòmicament les distintes articulacions que componen la mà (apartats 2.2.1 i 2.3.1). Les articulacions IF de qualsevol dels dits, incloent el polze, posseeixen un únic grau de llibertat, corresponent a la flexió-extensió. L'anàlisi del moviment de l'eix instantani de rotació del moviment relatiu entre els ossos que uneixen aquestes articulacions [Casolo i Lorenzi, 1994], permet afirmar que és plausible la modelització de la cinemàtica d'aquestes articulacions mitjançant la consideració d'un eix de rotació fixe que uneix els segments ossis consecutius (*articulacions de revolució*).

Són ben escassos els estudis experimentals sobre la cinemàtica de les articulacions MCC dels dits (a excepció del polze). Kapandji (1996) assenyala la diferència entre les articulacions dels dits anell i menovell front a les articulacions dels dits índex i medial. Les possibilitats de moviment dels segons estan sumament restringides, mentre que per als primers apunta que el seu moviment és bàsicament

de flexió-extensió al voltant d'un eix fixe; aquest eix és, però, oblic, la qual cosa explica la tendència dels caps dels metacarpians a moure's cap a un mateix punt, ajudant al moviment d'oposició amb la polpa del dit polze. D'acord amb açò, les articulacions MCC dels dits anell i menovell es modelitzaran mitjançant articulacions de revolució; i les articulacions MCC dels dits índex i medial se les considerarà unions completament rígides.

Més complexe és el comportament de l'articulació MCC del dit polze i de les articulacions MCF de qualsevol dels dits, les quals posseeixen dos graus de llibertat (apartats 2.2.1 i 2.3.1). En aquest cas els estudis experimentals realitzats conduïxen a la descripció del seu funcionament segons dues possibilitats distintes: D'una banda la majoria de treballs proposen la seua modelització com *junes universals* [Youm *et al*, 1978; Brook *et al*, 1995; Valero-Cuevas *et al*, 1998], és a dir, dos eixos perpendiculars entre ells i que s'intersecten, l'un fixe amb el segment ossi proximal, i l'altre amb el distal, de manera que l'orientació del segon depèn de l'angle girat al voltant del primer. I d'altra banda, alguns treballs [Brand i Hollister, 1992; Giurintano i Hollister, 1994; Giurintano *et al*, 1995], principalment referits al dit polze, asseguren que aquestes articulacions es modelen de forma més convenient considerant dos eixos de rotació fixes, no perpendiculars entre ells i que no s'intersecten; un eix es mou fixe amb el segment proximal i l'altre amb el distal, de manera que la posició i orientació del segon es funció de l'angle girat al voltant del primer. Açò és equivalent a considerar dues articulacions de revolució unides mitjançant un *element virtual*.

Com que la modelització segons la segona opció descrita permet modelar també la primera, fent que els eixos considerats siguin perpendiculars i que la longitud de l'element virtual siga zero, aquesta serà l'opció triada per al model, buscant que siga el més general possible. Això no obstant, i degut a la manca de dades, en una primera aproximació es consideraran juntes universals.

Aquesta modelització serà també la triada, per analogia, per simular els dos graus de llibertat que presenta la canella (flexió-extensió i desviació radial-cubital).

La taula 4.2 descriu les distintes articulacions presents a la mà i la modelització utilitzada per a cadascuna d'elles.

Resumint, la mà es considerarà com un sistema multicos format per 5 cadenes obertes de sòlids rígids, connectats mitjançant enllaços de revolució. El nombre d'elements de les cadenes no correspon amb el nombre d'ossos, en haver considerat els elements virtuals en les articulacions amb dos graus de llibertat. Per a totes les articulacions els enllaços es consideraran ideals, no tenint en compte cap pèrdua energètica deguda al fregament entre les superfícies articulars (degut al baix coeficient de fregament existent a causa de la presència del líquid sinovial) o a la deformació no elàstica dels lligaments. La taula 4.3 recull el nombre de segments considerats en cada cadena esquelètica (sense considerar el carp al que van fixades), i els graus de llibertat que presenta. Aquestes cadenes de sòlids s'uneixen al carp, que al mateix temps es considerarà amb dos graus de llibertat respecte de l'avantbraç.

D'aquesta manera queda definida la cinemàtica dels segments ossis que componen la mà. El moviment que s'hi produeix serà conseqüència de l'aplicació

Taula 4.2: Modelització de les distintes articulacions.

		1 eix de rotació	2 eixos de rotació	Fixe
Carp	Canella		×	
Polze	MCC1		×	
	MCF1		×	
	IF1	×		
Índex	MCC2			×
	MCF2		×	
	IFP2	×		
	IFD2	×		
Medial	MCC3			×
	MCF3		×	
	IFP3	×		
	IFD3	×		
Anell	MCC4	×		
	MCF4		×	
	IFP4	×		
	IFD4	×		
Menovell	MCC5	×		
	MCF5		×	
	IFP5	×		
	IFD5	×		

Taula 4.3: Característiques de les cadenes de sòlids rígids que modelen la mà.

	Nombre d'elements	Graus de llibertat
Polze	5	5
Índex	5	4
Medial	5	4
Anell	5	5
Menovell	5	5

d'esforços externs sobre el sistema així definit, la qual cosa es tracta al següent apartat.

4.2.2 Model dinàmic

A l'apartat anterior s'ha presentat la idealització de la cinemàtica de la mà, és a dir, la modelització de les possibilitats de moviment entre els distintes elements que la componen. Les cadenes esquelètiques estan sotmeses a l'acció de forces externes, fruit de la interacció amb objectes o altres parts de la mà, per exemple durant la manipulació d'una eina manual. En aquestes condicions, el moviment de les cadenes esquelètiques es realitza sota el control de músculs i tendons. Per tal de poder estudiar el comportament dinàmic del sistema cal, per tant, modelar aquestos elements. A continuació es presenta la modelització utilitzada per representar l'acció

de músculs, tendons i lligaments.

4.2.2.1 Modelització muscular

Al capítol 2 s'ha presentat la descripció anatòmica dels músculs que actuen sobre la mà. Tots aquests músculs estaran inclosos en el model, amb certes puntualitzacions. La taula 4.4 mostra els músculs modelitzats i la cadena esquelètica sobre la que actuen.

Taula 4.4: Músculs modelats sobre cada dit.

Polze	Índex	Medial	Anell	Menovell
ACP	1 ^{er} FP	2 ^{on} FP	3 ^{er} FP	4 ^{rt} FP
FCP	1 ^{er} FS	2 ^{on} FS	3 ^{er} FS	4 ^{rt} FS
OP	LE (1 ^{er} EC + EI)	2 ^{on} EC	3 ^{er} EC	EM
ADP	1 ^{er} LU	2 ^{on} LU	3 ^{er} LU	4 ^{rt} LU
1 ^{er} ID	1 ^{er} ID	2 ^{on} ID	4 ^{rt} ID	3 ^{er} IV
ALP	1 ^{er} IV	3 ^{er} ID	2 ^{on} IV	FCM
ECP				AM
FLP				
ELP				

Com reflexa la taula 4.4, es modelen tots els músculs existents a la mà, però amb la següent particularitat: Els extensors comuns i propis corresponents als distints dits presenten una gran variació en la seua multiplicitat a l'alçada del metacarpià. Tenint en compte la poca diferència d'actuació entre els distints tendons extensors que es pugen presentar sobre l'articulació MCF, es considera una única entitat extensora sobre cada dit a l'alçada de l'esmentada articulació.

Per modelar cadascun d'aquests músculs cal basar-se en l'anàlisi del comportament muscular realitzat a l'apartat 3.2.5. D'acord amb aquesta revisió, les característiques bàsiques que ha de considerar la modelització dels músculs són, d'una banda, la capacitat d'exercir força per contracció de les seues fibres. I d'altra banda, també és important la força passiva que desenvolupa el múscul en ser estirat respecte de la seua longitud natural. Així doncs, es proposa utilitzar una modelització muscular basada en la de *Hill*, que considera tres components: l'element contràctil (EIC), un element elàstic en paral·lel (EEP) i un element elàstic en sèrie (EES), com s'aprecia a la figura 4.2.

L'element contràctil representa les *fibres musculars*, i per tant és el component bàsic generador de força. Es ben sabut que la contracció de les fibres musculars és funció de l'activitat muscular, per la qual cosa el model matemàtic de l'EIC haurà de considerar aquesta dependència. També és important la dependència de la força que pot generar el múscul amb l'estirament a què es trobe sotmès i de la velocitat de contracció: La capacitat d'exercir força disminueix en allunyar-se la longitud del múscul del seu valor òptim; i també disminueix amb l'augment de la velocitat de contracció muscular. Aquestes dependències quedaran reflectides en el model matemàtic de l'element contràctil que s'utilitzarà per representar les

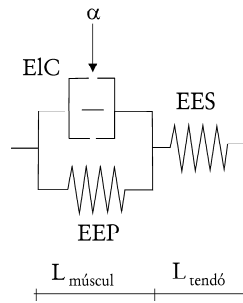


Figura 4.2: Components del model muscular.

fibres musculars.

L'element elàstic en paral·lel representa el *teixit connectiu* que envolta les fibres i els feixos de fibres. Aquestes estructures romanen en paral·lel a les fibres generadores de la força muscular i són responsables de que un múscul (sense activació) desenvolupi força en mantindre'l amb una longitud superior a la de repòs. El model matemàtic d'aquest element haurà de considerar la dependència de la força generada amb l'estirament del múscul.

Finalment, l'element elàstic en sèrie representa el *tendó* en què acaba el múscul. A l'apartat 3.2.3 ja s'ha assenyalat la baixa deformabilitat dels tendons, per la qual cosa es consideraran inextensibles.

4.2.2.2 Modelització dels tendons

La majoria dels músculs no actuen directament sobre els ossos, sinó que les forces que desenvolupen per suportar els esforços externs a què es veu sotmesa la mà durant la manipulació o la subjecció d'objectes i per poder controlar els seus moviments, són comunicades als tendons, que són els elements que finalment inseren sobre els segments ossis, actuant sobre ells. Els tendons, com s'ha posat de manifest al capítol 2, veuen restringit el seu recorregut per distintes estructures, com puguen ser les beines o les corrioles, que els lliguen als ossos, la qual cosa possibilita que actuen sobre cadascuna de les articulacions que creuen al llarg del seu recorregut, i no únicament sobre els ossos sobre els que presenten alguna inserció.

L'anàlisi del comportament dels tendons durant l'assaig de tracció permet considerar-los elements flexibles, inextensibles (apartat 3.2.3). A més a més, es menysprearà el fregament existent entre ells i el teixit sobre el que rellisquen, la qual cosa es pot assumir degut al baix coeficient de fregament que presenten en condicions normals durant el seu recorregut (capítol 2). Si es pretenguera estudiar alguna anomalia que implicara la inflamació dels teixits que envolten el tendó al llarg del seu recorregut, com puga ser la síndrome tunel-carpiana, no seria correcta aquesta suposició en augmentar considerablement el coeficient de fregament amb la inflamació d'aquests teixits [Moore *et al*, 1991]. D'aquesta manera, si es considera un tendó sense cap tipus de connexió o desdoblament al llarg del seu recorregut des del múscul fins a la seua inserció sobre algun segment ossi, aquest estarà sotmès a la mateixa sol·licitació en qualsevol de les seues seccions.

Al capítol 3 s'han tractat les distintes possibilitats de modelització de l'acció dels tendons sobre les articulacions. Breument es pot recordar que el primer enfocament es basa en el coneixement de la línia d'acció de l'esforç de cada tendó en el seu pas sobre cada articulació, de forma que es poden aïllar distints sistemes de segments ossis i plantejar sobre ells les equacions d'equilibri. I el segon enfocament té el seu fonament en l'aplicació del principi dels treballs virtuals, del qual es dedueix que el braç de palanca d'un tendó correspon amb la primera derivada de l'escurçament del tendó respecte de l'angle girat sobre l'eix de rotació considerat en cada cas; però açò no és estrictament cert [Casolo i Lorenzi, 1994], ja que suposa el haver menyspreat el treball de deformació de les beines i altres estructures que restringeixen la trajectòria del tendó en el seu recorregut. Com ja es va posar de manifest al capítol 3, cap de les alternatives estudiades és clarament avantatjosa front a la resta, presentant cadascuna avantatges i inconvenients. És per això que el model proposat en aquesta tesi opta finalment pel primer dels enfocaments presentats, en ser més adequat per a la modelització 3D i més sistemàtic d'implementar, alhora que es disposa de les dades del treball d'An *et al* (1979), adequades per a l'esmentada modelització. Així doncs, per simular l'acció dels tendons sobre cadascuna de les articulacions es consideren dos punts, un fixe amb el segment proximal i l'altre amb el distal, i se suposa que el tendó transcorre lliurement entre aquestos dos punts, seguint per tant una trajectòria recta sobre l'articulació (Fig. 4.3).

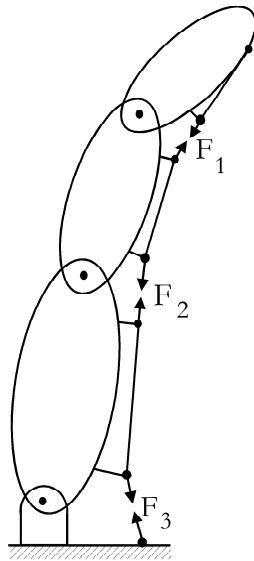


Figura 4.3: Modelització dels tendons en travessar les articulacions.

Si bé aquesta suposició no és certa en cap cas, s'aproxima bastant a la situació real dels tendons flexors [An *et al*, 1979], on el braç de palanca augmenta amb l'angle de flexió. Però no reflexa de forma suficientment aproximada el comportament dels extensors, per als quals el braç de palanca hauria de ser pràcticament constant

en transcórrer sobre la superfície articular, aproximadament esfèrica. Així doncs, per a aquestos tendons s'ha optat finalment per considerar un braç de palanca d'extensió constant, igual al radi de la superfície articular corresponent.

Un altre punt important a l'hora de modelitzar els tendons radica en les connexions i desdoblaments que presenten al llarg del seu recorregut, sobretot els tendons que formen part dels mecanismes extensors (apartat 2.3.2.2). Cal tenir en compte també aquest fet al model, relacionant els esforços de les distintes branques d'aquestes xarxes tendinoses amb els esforços als músculs, mitjançant les equacions de restricció pertinents. Tot açò es veurà amb més detall a l'apartat 4.3.2.2.

4.2.2.3 Modelització dels lligaments

Cap dels models biomecànics de la mà trobats a la literatura modelitza l'acció dels lligaments que presenten les articulacions. Aquestos treballs consideren els lligaments com una estructura més que restringeix el moviment relatiu dels segments ossis que entren en contacte en l'articulació, com ho fan també, per exemple, les superfícies articulars. Argumenten que, d'aquesta manera, la seua modelització és inherent al model emprat per a l'articulació [Casolo i Lorenzi, 1994]. Així per exemple, com que els lligaments laterals de les articulacions MCF contribueixen a la seua estabilitat axial, aquestes articulacions es modelitzen considerant únicament els graus de llibertat de flexió-extensió i d'abducció-adducció; la no consideració de la possibilitat de moviment de pronació és on radica *inherentment* la modelització dels lligaments.

Això no obstant, cal estudiar el problema més detingudament. És ben sabut, per exemple, que els lligaments laterals de les articulacions MCF es troben relaxats en extensió, tensant-se durant la flexió de l'articulació (Fig. 4.4). Així doncs, a banda d'ajudar a l'estabilitat axial de les articulacions IF s'oposen de forma passiva a la seua flexió, a causa del moment d'extensió que generen. Més important és el seu paper durant els moviments d'abducció-adducció d'aquesta articulació. El lligament radial incrementa la seua tensió durant els moviments d'adducció, mentre que el cubital ho fa durant els moviments d'abducció, generant, doncs, moments passius que s'oposen a un i altre moviment, respectivament. Tot açò es tradueix finalment en la ben coneguda reducció del rang de moviment d'abducció-adducció de l'articulació MCF en augmentar el grau de flexió [Dubousset, 1981; Craig, 1992]. Per tant, aquestos lligaments s'hauran de tenir en compte si es busca un model de la mà suficientment acurat. Durant el procés de validació del model presentat en aquesta tesi s'ha comprovat la necessitat de la modelització d'aquestos lligaments per tal de reproduir el comportament dels interossos durant els moviments lliures d'abducció-adducció de les articulacions MCF (apartat 4.4.5). El seu efecte és, tanmateix, menys important per a l'anàlisi de moviments forçats.

Quant als lligaments laterals de les articulacions IF, la seua disposició es tradueix en que la seua tensió és més o menys constant, independentment de l'angle de flexió [Dubousset, 1981]. A més, es tracta de lligaments més febles que els de les articulacions MCF, ja que l'estabilitat lateral i axial està principalment assegurada per la forma de les superfícies articulars d'aquestes articulacions (de tipus

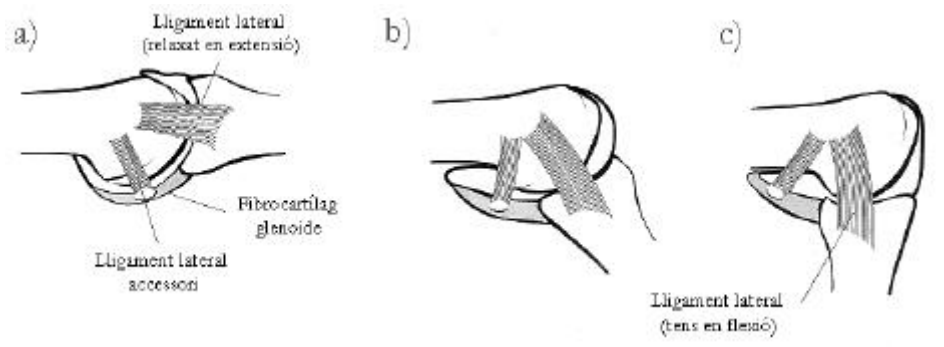


Figura 4.4: Lligaments sobre l'articulació MCF mostrant el seu comportament amb distints graus de flexió: a) Extensió completa; b) Flexió; c) Flexió completa.

troclear). Amb tot açò es pot afirmar que la seua modelització no és tan crítica per aconseguir reproduir el comportament d'aquestes articulacions, de forma que el model proposat en aquest treball no els tindrà en compte.

Tampoc es modelarà el sistema de lligaments actuant sobre l'articulació MCC del dit polze, degut a l'elevada complexitat que presenta, i atès que la seua modelització només és realment important quan s'analitzen moviments lliures.

Per modelar els lligaments sobre les articulacions MCF es considerarà el seu comportament elàstic no lineal [Brand i Hollister, 1992]. Els lligaments es modelaran com línies rectes que uneixen dos punts, un fixe amb el segment ossi proximal, i l'altre fixe respecte del distal. La longitud d'aquesta línia recta s'utilitzarà per tal de calcular la força desenvolupada per a cada configuració.

4.3 Model matemàtic

Una vegada descrit el model analític proposat per simular el comportament de la mà, cal presentar la formulació matemàtica emprada per implementar-lo. Per dur a terme aquest objectiu es realitzarà la seua descripció sobre un únic element de la cadena esquelètica, per no allargar el contingut d'aquest capítol. La cadena esquelètica escollida correspon a un dit genèric, distint del polze. Descrita la modelització d'un dit genèric és immediata la seua adaptació al polze, del que s'aniran també assenyalant les seues peculiaritats i diferències respecte del dit escollit per aquesta presentació. Així mateix s'assenyalaran les diferències de modelització que presenten la resta de dits quan aquestes siguin significatives. El model matemàtic es presentarà diferenciant dos grans apartats, en primer lloc la formulació matemàtica de les característiques cinemàtiques, i en segon lloc es presenta la formulació matemàtica del model dinàmic.

4.3.1 Model cinemàtic

Aquest apartat comença amb la descripció de les cadenes esquelètiques considerades al model. Tot seguit es presenten el sistema de coordenades emprats per

tal de poder definir la cinemàtica d'aquestes cadenes. I finalment es descriuen les matrius de transformació que descriuen la cinemàtica entre els distints elements que componen el sistema multicos considerat.

Per representar a un dit genèric s'ha considerat una cadena esquelètica (Fig. 4.5) que comença amb l'*avantbraç* com element fixe, però orientable en l'espai. El següent element de la cadena que es considera és el *carp*, unit amb l'avantbraç mitjançant la canella, que presenta 2 gdl, corresponents a la flexió-extensió i a la desviació radial-cubital de la canella i que es modelen utilitzant dues articulacions cilíndriques unides per un element virtual.

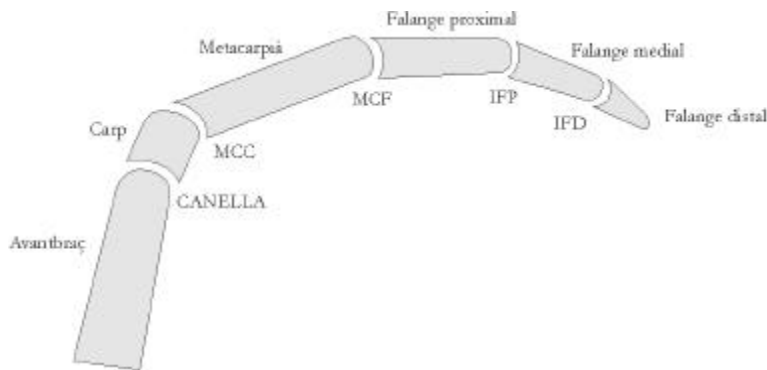


Figura 4.5: Cadena esquelètica d'un dit genèric.

A continuació es considera l'os *metacarpia*. Els metacarpians dels dits índex i medial es consideren fixes amb el carp, sense cap possibilitat de moviment, mentre que a les articulacions MCC corresponents als dits anell i menovell es considera un únic gdl, corresponent a la menuda component de flexió que poden presentar aquestes articulacions i que es modela mitjançant una articulació cilíndrica.

Al metacarpia li segueix la *falange proximal*, unida mitjançant l'articulació MCF. Aquesta articulació es considera en tots els casos com una unió amb 2 gdl, corresponents a la flexió-extensió i a l'abducció-adducció que presenta, i modelada novament amb dues articulacions cilíndriques unides per un element virtual.

A la falange proximal s'articula la *falange medial*, mitjançant l'articulació IFP, amb un grau de llibertat corresponent a la flexió-extensió, modelat mitjançant una articulació cilíndrica.

I per últim es considera la *falange distal*, unida a la falange medial mitjançant l'articulació IFD, amb 1 gdl corresponent a la flexió-extensió, i modelat també amb una articulació cilíndrica.

Així doncs, cadascuna de les cadenes esquelètiques considerades estan formades per una sèrie d'elements (sòlids rígids) units mitjançant articulacions cilíndriques de distinta orientació. La cadena esquelètica corresponent al polze és similar, excepte que l'articulació MCC no disposa d'1 sinó 2 gdl (modelats també mitjançant dues articulacions cilíndriques unides per un element virtual), i que només posseeix una articulació IF.

Per sistematitzar la nomenclatura, els elements de les cadenes esquelètiques

es numeraran començant per l'avantbraç i avançant distalment. A l'avantbraç se li farà correspondre el número 0, de manera que el carp serà l'1, el metacarpia de l'índex és el segment 2 de la seua cadena esquelètica, etc. Així, les masses de cadascun d'aquests segments vindrà identificada seguint l'esmentada regla

- m_1 : massa del segment corresponent al carp.
- m_{i2} : massa del metacarpia corresponent al dit i .
- m_{i3} : massa de la falange proximal corresponent al dit i .
- m_{i4} : massa de la falange medial corresponent al dit i .
- m_{i5} : massa de la falange distal corresponent al dit i .

Cal assenyalar que el carp és un element que es repeteix en totes les cadenes esquelètiques, de forma que no se li afegeix el subíndex de cap dit (i).

4.3.1.1 Definició dels sistemes de coordenades utilitzats

Per tal de poder descriure la cinemàtica de la cadena descrita al model analític, cal definir una sèrie de sistemes de coordenades (SC). Es considerarà un SC fixe amb cada segment ossi, i situat sobre la part distal del segment immediatament anterior, sobre el centre de rotació aproximat entre tots dos segments, d'acord amb les dades proporcionades per Buchholz *et al* (1992). L'origen del SC corresponent a l'avantbraç es fa coincidir amb el del carp (Fig. 4.6).

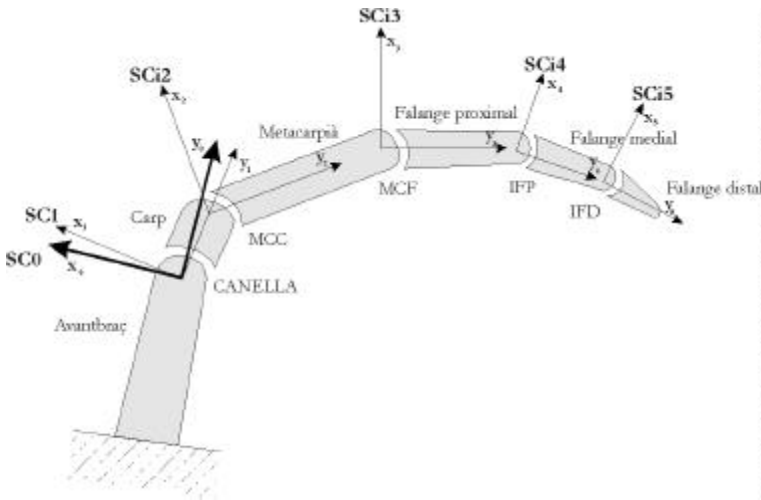


Figura 4.6: Cadena esquelètica i sistemes de coordenades utilitzats.

Com a posició de referència (angles de flexió i abducció nuls) es pren la postura que s'obté de deixar caure la mà *morta* sobre una superfície plana. L'eix Y dels distints sistemes de coordenades es fa coincidir amb l'eix longitudinal del segment considerat, com s'aprecia a la figura 4.6. L'eix X es pren perpendicular a l'anterior,

sobre el plànol sagital i apuntant en direcció dorsal. L'eix Z es pren de manera que el SC considerat siga dextrogir. En la postura de referència triada, els SC de les falanges d'un mateix dit són paral·lels entre ells, però estan girats un cert angle respecte dels SC corresponents als metacarpis: El dit índex presenta una inclinació en sentit cubital de 15° respecte del seu metacarpí, el dit medial de 13° , el dit anell 0° i el dit menovell 7° [An i Cooney, 1991].

Per al polze la posició de referència és distinta. Normalment es considera com postura neutra de l'articulació MCC del polze la de repòs del dit polze sobre la cara lateral del dit índex [Smutz *et al*, 1998], com a l'*agarrada subterminolateral* (veure apartat 5.2) entre aquests dits. Les posicions neutres de les articulacions MCF i IF corresponen a aquellen on els eixos longitudinals dels segments consecutius es troben alineats.

A continuació s'enumeren els SC emprats:

- SC0: SC sobre l'avantbraç.
- SC1: SC sobre el carp.
- SCi2: SC sobre el metacarpí, corresponent al dit i .
- SCi3: SC sobre la falange proximal, corresponent al dit i .
- SCi4: SC sobre la falange medial, corresponent al dit i .
- SCi5: SC sobre la falange distal, corresponent al dit i .

La posició relativa d'uns SC respecte dels altres per a la posició de referència es defineix pels vectors de posició:

- \vec{r}_{i1} : Posició del SCi2 respecte del SC1, expressada segons SC1.
- \vec{r}_{i2} : Posició del SCi3 respecte del SCi2, expressada segons SCi2.
- \vec{r}_{i3} : Posició del SCi4 respecte del SCi3, expressada segons SCi3.
- \vec{r}_{i4} : Posició del SCi5 respecte del SCi4, expressada segons SCi4.

Ja s'ha avançat abans els graus de llibertat considerats per a cada cadena esquelètica. A continuació es presenta la nomenclatura utilitzada per a cadascun d'ells, i les matrius de transformació associades que permeten relacionar els distints SC:

Per orientar l'avantbraç, cal definir també la matriu de transformació M_0 , que defineix la seua orientació respecte d'un SC global, SC0*, amb eix Y coincident amb la vertical (línia d'acció dels esforços gravitatoris). El càlcul d'aquestes matrius de transformació es descriu a l'apartat següent.

Per comoditat de formulació, s'utilitzarà la següent nomenclatura per als productes concatenats de matrius de transformació

$$\begin{aligned} R_1 &= M_1 \cdot M_2, R_{i2} = R_1 \cdot M_{i3}, R_{i3} = R_{i2} \cdot M_{i4} \cdot M_{i5}, \\ R_{i4} &= R_{i3} \cdot M_{i6}, R_{i5} = R_{i4} \cdot M_{i7}, \end{aligned}$$

gdl	Moviment	Matriu transf.
q_1 :	Flexió canella.	M_1
q_2 :	Desviació radial canella.	M_2
q_{i3} :	Flexió MCC corresponent al dit i .	M_{i3}
q_{i4} :	Flexió MCF corresponent al dit i .	M_{i4}
q_{i5} :	Abducció MCF corresponent al dit i .	M_{i5}
q_{i6} :	Flexió IFP corresponent al dit i .	M_{i6}
q_{i7} :	Flexió IFD corresponent al dit i .	M_{i7}

i se les afegirà el superíndex * per indicar la premultiplicació per la matriu de transformació M_0 .

4.3.1.2 Matrius de transformació

Cadascuna de les matrius de transformació esmentades a l'apartat anterior fa referència a la rotació produïda al voltant d'un eix de rotació fixe amb un segment ossi. En aquest apartat es descriu el càlcul d'aquesta matriu com una composició de transformacions de forma que finalment la rotació es realitza sempre al voltant de l'eix Z, per comoditat posterior a l'hora de sistematitzar la derivació de les expressions de les equacions de la dinàmica.

Siga P un punt de l'espai, amb coordenades p_x, p_y, p_z respecte del sistema de coordenades XYZ (Fig. 4.7). S'expressarà el seu vector de posició utilitzant un vector columna de 4 elements

$$\vec{P} = \{ p_x \quad p_y \quad p_z \quad 1 \}^t . \quad (4.1)$$

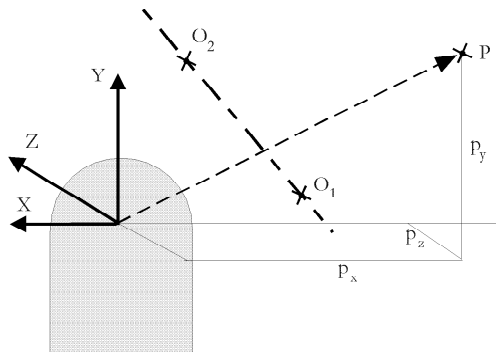


Figura 4.7: Els punts O_1 i O_2 defineixen l'eix de rotació al voltant del qual gira el punt P.

Siguen O_1 i O_2 dos punts que defineixen un eix al voltant del qual gira el punt P. Es pretén obtenir l'expressió de la matriu de transformació que transforma el vector de posició del punt P en la nova posició obtinguda de girar l'esmentat punt un angle q al voltant de l'eix definit pels punts O_1 i O_2 .

L'obtenció d'aquesta matriu es farà en dues passes. En primer lloc es reposiciona el sistema de coordenades de forma que el seu origen coincideix amb el punt O_1 . D'aquesta manera, la posició del punt P respecte del nou sistema de coordenades val

$$\vec{P}^1 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & -O_{1x} \\ 0 & 1 & 0 & -O_{1y} \\ 0 & 0 & 1 & -O_{1z} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \vec{P} = S_1 \cdot \vec{P} , \quad (4.2)$$

i d'igual manera, els vectors de posició dels punts O_1 i O_2 passen a ser

$$\vec{O}_1^1 = S_1 \cdot \vec{O}_1 = \{ 0 \ 0 \ 0 \ 1 \}^t , \quad (4.3a)$$

$$\vec{O}_2^1 = S_1 \cdot \vec{O}_2 . \quad (4.3b)$$

A continuació es reorienta el sistema de coordenades fins que l'eix Z coincideix amb la direcció definida pels punts O_1 i O_2 , per tal de poder aplicar la rotació de valor q al voltant d'aquest eix. Aquesta operació es realitza també en dues passes: En primer lloc s'obliga a que el punt O_2 estigui contingut al pla ZY (Fig. 4.8), per a la qual cosa es realitza un gir al voltant del nou eix Z

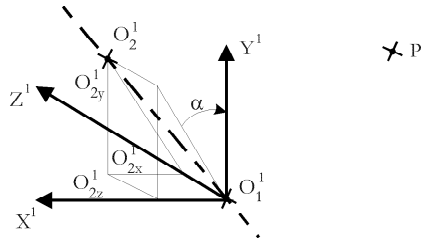


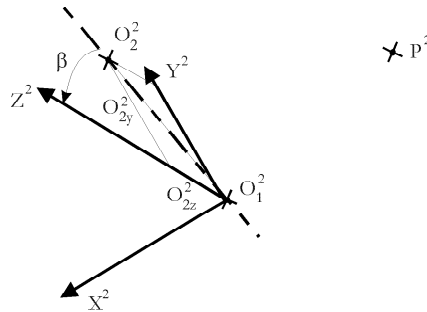
Figura 4.8: Gir al voltant de l'eix Z^1 .

$$\alpha = \arctan \left(\frac{O_{2x}^1}{O_{2y}^1} \right) , \quad (4.4a)$$

$$\begin{aligned} \vec{O}_2^2 &= \begin{bmatrix} \cos \alpha & -\sin \alpha & 0 & 0 \\ \sin \alpha & \cos \alpha & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \vec{O}_2^1 = S_2 \cdot \vec{O}_2^1 \\ &= \{ 0 \ O_{2y}^2 \ O_{2z}^2 \ 1 \} . \end{aligned} \quad (4.4b)$$

I a continuació es gira un angle β al voltant del nou eix X fins que finalment l'eix Z coincideix amb l'eix $O_1 - O_2$ (Fig. 4.9)

$$\beta = \arctan \left(\frac{O_{2y}^2}{O_{2z}^2} \right) , \quad (4.5a)$$

Figura 4.9: Gir al voltant de l'eix X^2 .

$$\begin{aligned} \vec{O}_2^3 &= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \beta & -\sin \beta & 0 \\ 0 & \sin \beta & \cos \beta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \vec{O}_2^2 = S_3 \cdot \vec{O}_2^2 \\ &= \{ 0 \ 0 \ O_{2z}^3 \ 1 \} . \end{aligned} \quad (4.5b)$$

En aquesta situació la rotació de l'angle q al voltant de l'eix O_1-O_2 coincideix amb una rotació al voltant de l'eix Z . Així doncs, la nova posició del P en aplicar-li la rotació, en aquest darrer sistema de coordenades vindrà expressada per

$$\vec{P}_{rotat}^3 = M_{rot}(q) \cdot S_3 \cdot S_2 \cdot S_1 \cdot \vec{P} = M_{rot}(q) \cdot S \cdot \vec{P} , \quad (4.6a)$$

$$M_{rot}(q) = \begin{bmatrix} \cos q & -\sin q & 0 & 0 \\ \sin q & \cos q & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} . \quad (4.6b)$$

I per expressar-lo en el sistema de coordenades inicial només cal aplicar-li la transformació inversa

$$\vec{P}_{rotat} = S^{-1} \cdot M_{rot}(q) \cdot S \cdot \vec{P} . \quad (4.7)$$

4.3.2 Model dinàmic

A l'apartat anterior s'ha presentat la formulació matemàtica de la cinemàtica de la mà, és a dir, el model matemàtic de les possibilitats de moviment entre els distints elements que la componen. Les cadenes esquelètiques definides estan sotmeses a l'acció de forces externes, fruit de la interacció amb objectes o altres parts de la mà, per exemple durant la manipulació d'una eina manual. En aquestes condicions, el moviment de les cadenes esquelètiques es realitza sota el control de músculs i tendons. Per tal de poder estudiar el comportament dinàmic del sistema cal, per tant, formular matemàticament aquestos elements. A continuació es presenta la modelització utilitzada per representar l'acció de músculs, tendons i lligaments. I Finalment es presenten les equacions del moviment, les quals defineixen el comportament dinàmic del sistema.

4.3.2.1 Modelització muscular

Per modelar els músculs s'utilitza un model del tipus de Hill (Fig. 4.10), seguint la tendència observada en la majoria dels models biomecànics de sistemes musculoesquelètics desenvolupats més recentment. Es tracta d'un model senzill, que considera alhora les característiques fonamentals del comportament muscular. El model només tindrà en compte els elements EIC i EEP, en haver considerat el tendó muscular inextensible.

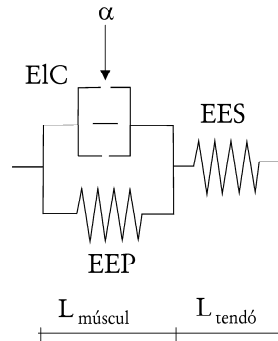


Figura 4.10: Components del model muscular.

L'*element contràctil* és el component bàsic generador de força, per al qual es considerarà la seua dependència amb el nivell d'activació muscular, l'estirament a què es trobe sotmès el múscul, i a la velocitat de contracció muscular

$$F_{EIC} = \alpha \cdot F_l \cdot F_v , \quad (4.8)$$

on F_{EIC} és la força generada per l'element contràctil, normalitzada respecte de la màxima força que pot generar el múscul; α és el nivell d'activació neuromuscular (entre 0 i 1); F_l reflexa la dependència amb l'estirament; i F_v reflexa la dependència amb la velocitat de contracció muscular.

Per calcular la dependència amb l'estirament, F_l , s'utilitzarà l'expressió proposada per Kaufman *et al* (1991), depenent de l'índex d'arquitectura del múscul, i que reflexa la disminució de la capacitat d'exercir força en allunyar-se la seua longitud del seu valor òptim

$$F_l(\varepsilon, i_a) = e^{-\left[\frac{(\varepsilon+1)^{0.96343 \cdot \left(1 - \frac{1}{i_a}\right)} - 1.0}{0.35327 \cdot (1 - i_a)} \right]^2} \quad \text{per a } i_a < 1 ; \quad (4.9a)$$

$$F_l(\varepsilon, i_a) = e^{-[2.727177 \cdot \ln(\varepsilon+1)]^2} \quad \text{per a } i_a = 1 , \quad (4.9b)$$

on F_l és la força activa del múscul normalitzada respecte del valor màxim que pot generar, i_a és l'índex d'arquitectura, i ε és l'estirament normalitzat del múscul

$$\varepsilon = \frac{l - l_o}{l_o} , \quad (4.10)$$

on l és la longitud del múscul i l_o la seua lòngitud òptima.

Per calcular la dependència amb la velocitat de contracció, F_v , s'emprarà l'expressió proposada per Hatze (1981), que reflexa la disminució de la capacitat d'exercir força amb l'augment de la velocitat de contracció muscular

$$F_v(\dot{\eta}) = \frac{0.1433}{0.1074 + e^{-1.409 \cdot \sinh(3.2 \cdot \dot{\eta} + 1.6)}} , \quad (4.11)$$

on F_v és la força en el múscul normalitzada respecte del valor màxim, i $\dot{\eta}$ és la velocitat de contracció muscular normalitzada

$$\dot{\eta} = \frac{\dot{\epsilon}}{\dot{\epsilon}_{\max}} , \quad (4.12)$$

on $\dot{\epsilon}$ és la velocitat d'allargament de la longitud del múscul, i $\dot{\epsilon}_{\max}$ el seu valor màxim, per al qual, a falta de dades més precises a la literatura, es prendrà [An *et al*, 1991]

$$\dot{\epsilon}_{\max} = 2.5 \text{ s}^{-1} \cdot l_o . \quad (4.13)$$

L'*element elàstic en paral·lel* representa el teixit connectiu al voltant de les fibres musculars i dels feixos de fibres, i són responsables de que un múscul (sense activació) desenvolupe força en mantindre'l amb una longitud superior a la de repòs. Per calcular la força generada per aquest element s'emprarà una relació de tipus exponencial [Kaufman *et al*, 1991; Lee i Rim, 1990]

$$F_{EEP} = b_1 \cdot e^{b_2 \cdot \frac{(l-l_o)}{l_o}} , \quad (4.14)$$

on F_{EEP} és la força en el múscul normalitzada respecte del seu valor màxim, i b_1 i b_2 són constants depenents de cada múscul.

Així doncs, la força F_N que pot desenvolupar un múscul, normalitzada respecte del seu valor màxim, pot expressar-se

$$F_N = F_{EIC} + F_{EEP} . \quad (4.15)$$

Lògicament, la força F_N coincidirà amb el valor de la força sobre el tendó o element elàstic en sèrie.

La màxima força que un múscul pot desenvolupar es realitza sota condicions estàtiques i aproximadament quan aquest es troba amb una longitud pròxima a la de repòs, i per calcular-la s'utilitzarà l'expressió [Kaufman *et al*, 1991]

$$F_{\max} = AFST \cdot \sigma_{\max} , \quad (4.16)$$

on $AFST$ és l'àrea fisiològica de la secció transversal del múscul considerat, i σ_{\max} la tensió màxima admissible que pot suportar, la qual es considerarà igual per a tots els músculs [Kaufman *et al*, 1991].

Amb tot açò es poden deduir les limitacions inferiors i superiors dels esforços musculars. El valor inferior d'esforç ha de ser sempre positiu, en no poder suportar

esforços de compressió, però a més a més, cas que els músculs estiguen estirats, el seu valor ha de ser superior a l'esforç corresponent a l'element elàstic en paral·lel

$$F_{EEP} \cdot AFST \cdot \sigma_{\max} \leq F . \quad (4.17)$$

I el límit superior d'esforç no podrà superar la màxima força que pot desenvolupar el múscul en les condicions de longitud i velocitat de l'acció simulada, i que correspon amb el nivell màxim d'activitat neuromuscular

$$F \leq (F_l \cdot F_v + F_{EEP}) \cdot AFST \cdot \sigma_{\max} . \quad (4.18)$$

4.3.2.2 Modelització dels tendons

En aquest apartat es tractaran tres punts: El primer d'ells és el de la modelització de l'acció dels tendons en travessar una articulació; en segon lloc, el tractament que es realitzarà de les connexions i desdoblaments que presenten els tendons al llarg del seu recorregut sobre la mà; i en tercer lloc es tractarà el càlcul d'escurçaments per a la seua utilització en l'estimació de l'estirament dels músculs i de les velocitats de contracció muscular, paràmetres necessaris en la modelització muscular vista a l'apartat 4.3.2.1.

Acció dels tendons sobre les articulacions

Per tal de modelar l'acció dels tendons creuant les articulacions se suposarà que el tendó transcorre *lliurement* entre dos punts, un fixe amb el segment proximal i l'altre respecte del segment distal, seguint per tant una trajectòria recta sobre l'articulació (Fig. 4.11).

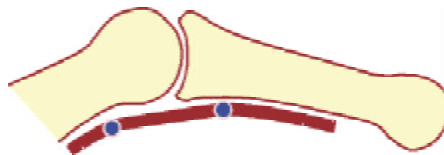


Figura 4.11: Modelització emprada per representar l'acció dels tendons sobre les articulacions.

Si bé aquesta suposició no és certa en cap cas, s'aproxima bastant a la situació real dels tendons flexors [An *et al*, 1979], on el braç de palanca augmenta amb l'angle de flexió. Però no reflexa de forma suficientment aproximada el comportament dels extensors, per als quals el braç de palanca hauria de ser pràcticament constant en transcorrer sobre la superfície articular, aproximadament esfèrica (Fig. 4.12). Per a aquests tendons, doncs, s'ha optat finalment per considerar un braç de palanca d'extensió constant, igual al radi de la superfície articular corresponent. La formulació matemàtica de l'acció dels tendons sobre les articulacions es presenta a l'apartat de càlcul del terme de forces generalitzades de l'equació de la dinàmica de Lagrange (apartat 4.3.2.4).

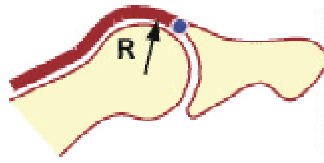


Figura 4.12: Modelització emprada per representar l'acció dels extensors.

Connexions i desdoblaments de la xarxa tendinosa

Un altre punt important a l'hora de modelitzar els tendons radica en les connexions i desdoblaments que presenten al llarg del seu recorregut, sobretot els tendons que formen part dels mecanismes extensors (apartat 2.3.2.2). Cal tenir en compte també aquest fet al model, relacionant els esforços de les distintes branques d'aquestes xarxes tendinoses amb els esforços als músculs, mitjançant les equacions de restricció pertinents. Sobre els tendons actuen forces externes (degut al contacte amb altres teixits o elements) que fan que les seues trajectòries no siguin línies rectes. Aquestos esforços impedeixen alhora que siga aplicable la nul·litat de la suma vectorial dels esforços de les branques tendinoses que arriben a un d'aquests nusos on es produeix una connexió o desdoblament. El desconeixement d'aquestes forces de contacte dificulta el tractament acurat del problema. Es tracta a continuació quina ha estat la solució de compromís que es proposa amb el model que es presenta.

Al dit polze, el tendó de l'ELP rep l'aportació sobre la falange proximal d'algunes fibres provinents dels tendons dels músculs ACP i ADP, formant l'aponeurosi extensora (Fig. 4.13). Se suposarà, d'acord amb altres treballs de la bibliografia [Giurintano *et al*, 1995], que la força sobre el tendó de l'ELP a partir d'aquesta connexió es veu incrementada en un 10% de la força sobre l'ACP i un altre 10% de la força sobre l'ADP

$$F_{ELP}^{IF} = F_{ELP} + 0.1 \cdot F_{ACP} + 0.1 \cdot F_{ADP} , \quad (4.19)$$

on F_{ELP} , F_{ACP} i F_{ADP} són les forces desenvolupades pels músculs ELP, ACP i ADP, respectivament, i F_{ELP}^{IF} és la força del tendó de l'ELP en creuar l'articulació IF del dit polze.

El 1^{er} ID està format per dues masses musculars amb origen sobre els metacarpians del polze i de l'índex, que estiren del seu tendó que acaba insertant sobre el vessant radial de la base de la falange proximal del dit índex. D'aquesta manera, aquest múscul actua sobre l'índex i també sobre el polze (Fig. 4.14). A falta de més dades sobre la independència de la inervació de les masses musculars que componen aquest múscul, se suposarà que cadascuna d'elles contribueix en un 50% a l'esforç generat sobre el seu tendó

$$F_{ID1}^{MCF2} = F_{ID1} , \quad (4.20a)$$

$$F_{ID1}^{MCC1} = \frac{F_{ID1}}{2} , \quad (4.20b)$$

on F_{ID1} és la força total generada pel múscul ID1, F_{ID1}^{MCF2} és la força del seu tendó (que actua sobre l'articulació MCF del dit índex) i F_{ID1}^{MCC1} és la força generada

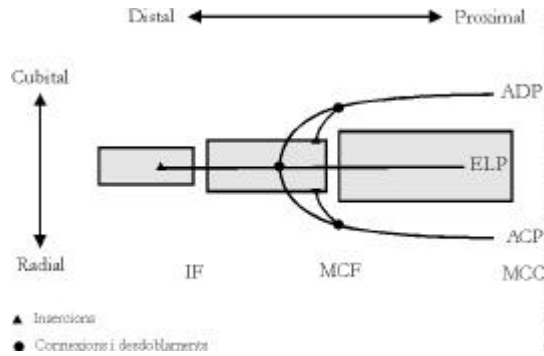


Figura 4.13: Esquematzació de les connexions sobre el mecanisme extensor del dit polze.

per la massa muscular de l'ID1 amb origen en el metacarp del polze (que actua sobre l'articulació MCC d'aquest dit).

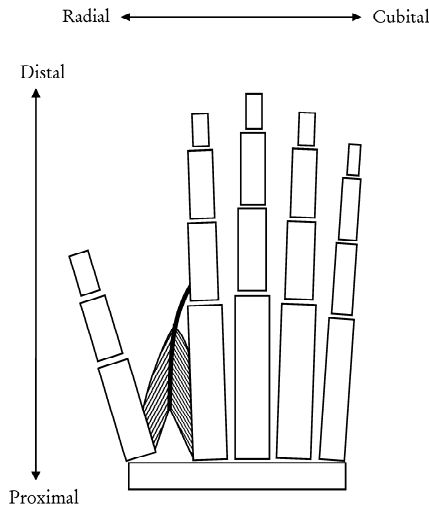


Figura 4.14: Esquematzació de l'anatomia del 1^{er} ID.

Al dit índex, els tendons del 1^{er} LU i del 1^{er} IV envien la totalitat de les seues fibres sobre el mecanisme extensor. Al capítol 2 ja s'ha descrit la complexa anatomia que presenta el mecanisme extensor, amb les seues connexions i desdoblaments. A la figura 4.15 es presenta una esquematització de les connexions modelades sobre el dit índex.

En aquest cas, per donar solució al problema de distribució de forces sobre la xarxa tendinosa s'han considerat distintes alternatives. No es pot realitzar una suma vectorial de forces dels tendons que arriben a un nus, ja que s'ha de tenir en compte la força de contacte dels tendons amb els segments ossis; s'ha intentat realitzar un balanç vectorial de les projeccions de les forces sobre el plànol perpendicular a la resultant de les forces de contacte, però és complex i massa costós determinar la direcció d'aquesta força en cada posició. Finalment, d'acord

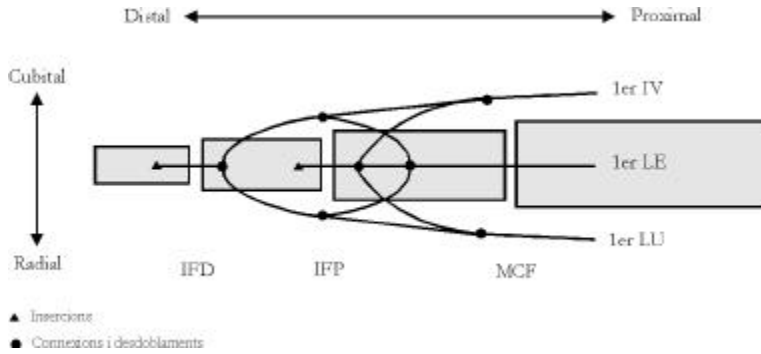


Figura 4.15: Esquematzació de les connexions sobre el mecanisme extensor del dit índex.

amb altres treballs de la literatura, i estant conscients de la feblesa de la validesa de l'afirmació, se suposarà la nul·litat de la suma escalar de forces de les branques tendinoses que arriben a cadascun dels nusos

$$F_{TET} = F_{BR} + F_{BC} , \quad (4.21a)$$

$$F_{BR} = F_{LU1L} + F_{LER} , \quad (4.21b)$$

$$F_{BC} = F_{IV1L} + F_{LEC} , \quad (4.21c)$$

$$F_{TEC} = F_{IV1Ce} + F_{LU1Ce} + F_{LECe} , \quad (4.21d)$$

$$F_{LE} = F_{LER} + F_{LEC} + F_{LECe} , \quad (4.21e)$$

$$F_{IV1} = F_{IV1L} + F_{IV1Ce} , \quad (4.21f)$$

$$F_{LU1} = F_{LU1L} + F_{LU1Ce} , \quad (4.21g)$$

on F_{LE} , F_{IV1} i F_{LU1} són les forces desenvolupades pels músculs 1^{er} EC+EI, 1^{er} IV i 1^{er} LU, respectivament; F_{BR} i F_{BC} són les forces als tendons extensors radial i cubital, respectivament; F_{TET} i F_{TEC} són les forces als tendons extensors terminal i central, respectivament; F_{IV1L} i F_{IV1Ce} són les forces a les branques lateral i central, respectivament, provinents del desdoblament del tendó del 1^{er} IV; F_{LU1L} i F_{LU1Ce} són les forces a les branques lateral i central, respectivament, provinents del desdoblament del tendó del 1^{er} LU; i F_{LER} , F_{LEC} i F_{LECe} són les forces a les branques radial, cubital i central, respectivament, provinents de la trifurcació del conjunt 1^{er} EC+EI.

A més a més, el 1^{er} LU té el seu origen sobre el tendó del FP; també en aquest nus es realitzarà la mateixa consideració

$$F_{FP} = F_{FP}^{MCF,IFP,IFD} + F_{LU1} , \quad (4.22)$$

on F_{FP} és la força desenvolupada pel múscul FP del dit índex i $F_{FP}^{MCF,IFP,IFD}$ la força sobre el seu tendó en el pas per les articulacions MCF, IFP i IFD.

Al dit medial, els tendons del 2^{on} LU i del 3^{er} ID envien la totalitat de les seues fibres sobre el mecanisme extensor, mentre que el 50% de les fibres del 2^{on} ID inserta sobre el vessant radial de la base de la falange proximal i la resta ho fa sobre el vessant radial del mecanisme extensor [Eyler i Markee, 1954]. La figura 4.16 reflexa les connexions modelades sobre el dit medial.

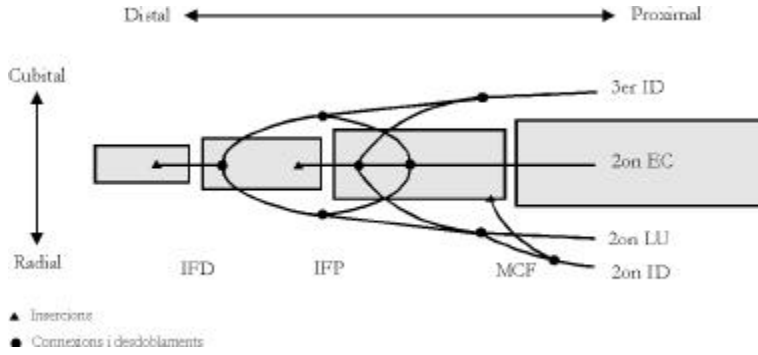


Figura 4.16: Esquematzació de les connexions sobre el mecanisme extensor del dit medial.

Se suposarà una distribució de forces en el desdoblament del tendó del 2^{on} ID proporcional al nombre de fibres de cada branca. Per a la resta de nusos de la xarxa tendinosa, se suposarà, com al cas del dit índex, la nul·litat de la suma escalar de forces de les branques tendinoses que arriben a cadascun dels nusos

$$F_{TET} = F_{BR} + F_{BC} , \quad (4.23a)$$

$$F_{BR} = F_{(LU2+ID2)L} + F_{ECR} , \quad (4.23b)$$

$$F_{BC} = F_{ID3L} + F_{ECC} , \quad (4.23c)$$

$$F_{TEC} = F_{ID3Ce} + F_{(LU2+ID2)Ce} + F_{ECCe} , \quad (4.23d)$$

$$F_{EC} = F_{ECR} + F_{ECC} + F_{ECCe} , \quad (4.23e)$$

$$F_{ID3} = F_{ID3L} + F_{ID3Ce} , \quad (4.23f)$$

$$F_{LU2} + 0.5 \cdot F_{ID2} = F_{(LU2+ID2)L} + F_{(LU2+ID2)Ce} , \quad (4.23g)$$

on F_{EC} , F_{ID2} , F_{ID3} , i F_{LU2} són les forces desenvolupades pels músculs 2^{on} EC, 2^{on} ID, 3^{er} ID i 2^{on} LU, respectivament; F_{BR} i F_{BC} són les forces als tendons extensors radial i cubital, respectivament; F_{TET} i F_{TEC} són les forces als tendons extensors terminal i central, respectivament; F_{ID3L} i F_{ID3Ce} són les forces a les branques lateral i central, respectivament, provinents del desdoblament del tendó del 3^{er} ID; $F_{(LU2+ID2)L}$ i $F_{(LU2+ID2)Ce}$ són les forces a les branques lateral i central, respectivament, provinents del desdoblament del conjunt 2^{on} LU+2^{on} ID; i F_{ECR} , F_{ECC} i F_{ECCe} són les forces a les branques radial, cubital i central, respectivament, provinents de la trifurcació del tendó del 2^{on} EC.

Novament el 2^{on} LU té el seu origen sobre el tendó del FP, i també en aquest nus es realitzarà la mateixa consideració

$$F_{FP} = F_{FP}^{MCF,IFP,IFD} + F_{LU2} , \quad (4.24)$$

on F_{FP} és la força desenvolupada pel múscul FP del dit medial i $F_{FP}^{MCF,IFP,IFD}$ la força sobre el seu tendó en el pas per les articulacions MCF, IFP i IFD.

Al dit anell, els tendons del 3^{er} LU i del 2^{on} IV envien la totalitat de les seues fibres sobre el mecanisme extensor, mentre que el 40% de les fibres del 2^{on} ID inserta sobre el vessant cubital de la base de la falange proximal i la resta ho fa

sobre el vessant cubital del mecanisme extensor [Eyler i Markee, 1954]. La figura 4.17 reflexa les connexions modelades sobre el dit anell.

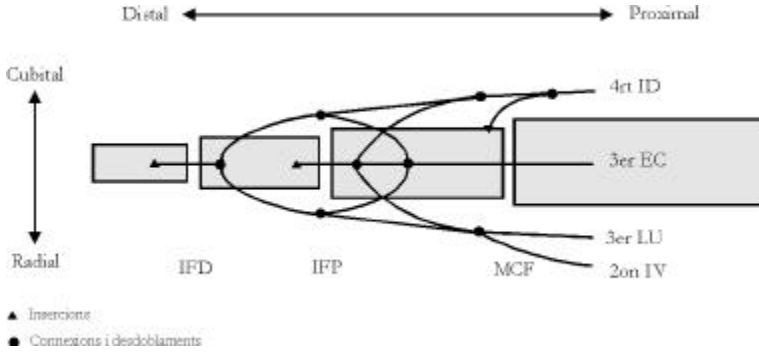


Figura 4.17: Esquematzització de les connexions sobre el mecanisme extensor del dit anell.

Se suposarà una distribució de forces en el desdoblament del tendó del 4^{rt} ID proporcional al nombre de fibres de cada branca. Per a la resta de nusos de la xarxa tendinosa, se suposarà, com al cas del dit índex, la nul·litat de la suma escalar de forces de les branques tendinoses que arriben a cadascun dels nusos

$$F_{TET} = F_{BR} + F_{BC} , \quad (4.25a)$$

$$F_{BR} = F_{(LU3+IV2)L} + F_{ECR} , \quad (4.25b)$$

$$F_{BC} = F_{ID4L} + F_{ECC} , \quad (4.25c)$$

$$F_{TEC} = F_{ID4Ce} + F_{(LU3+IV2)Ce} + F_{ECCe} , \quad (4.25d)$$

$$F_{EC} = F_{ECR} + F_{ECC} + F_{ECCe} , \quad (4.25e)$$

$$0.6 \cdot F_{ID4} = F_{ID4L} + F_{ID4Ce} , \quad (4.25f)$$

$$F_{LU3} + F_{IV2} = F_{(LU3+IV2)L} + F_{(LU3+IV2)Ce} , \quad (4.25g)$$

on F_{EC} , F_{IV2} , F_{ID4} , i F_{LU3} són les forces desenvolupades pels músculs 3^{er} EC, 2^{on} IV, 4^{rt} ID i 3^{er} LU, respectivament; F_{BR} i F_{BC} són les forces als tendons extensors radial i cubital, respectivament; F_{TET} i F_{TEC} són les forces als tendons extensors terminal i central, respectivament; F_{ID4L} i F_{ID4Ce} són les forces a les branques lateral i central, respectivament, provinents del desdoblament del tendó del 4^{rt} ID; $F_{(LU3+IV2)L}$ i $F_{(LU3+IV2)Ce}$ són les forces a les branques lateral i central, respectivament, provinents del desdoblament del conjunt 3^{er} LU+2^{on} IV; i F_{ECR} , F_{ECC} i F_{ECCe} són les forces a les branques radial, cubital i central, respectivament, provinents de la trifurcació del tendó del 3^{er} EC.

Al nus corresponent a l'origen del 3^{er} LU sobre el tendó del FP es realitzarà la mateixa consideració

$$F_{FP} = F_{FP}^{MCF,IFP,IFD} + F_{LU3} , \quad (4.26)$$

on F_{FP} és la força desenvolupada pel múscul FP del dit anell i $F_{FP}^{MCF,IFP,IFD}$ la força sobre el seu tendó en el pas per les articulacions MCF, IFP i IFD.

Al dit menovell, els tendons del 4^{rt} LU i del 3^{er} IV envien la totalitat de les seues fibres sobre el mecanisme extensor, mentre que part de les fibres de l'AM inserta sobre el vessant cubital de la base de la falange proximal i la resta ho fa sobre el vessant cubital del mecanisme extensor [Fahrer, 1981b]. La figura 4.18 reflexa les connexions modelades sobre el dit menovell.

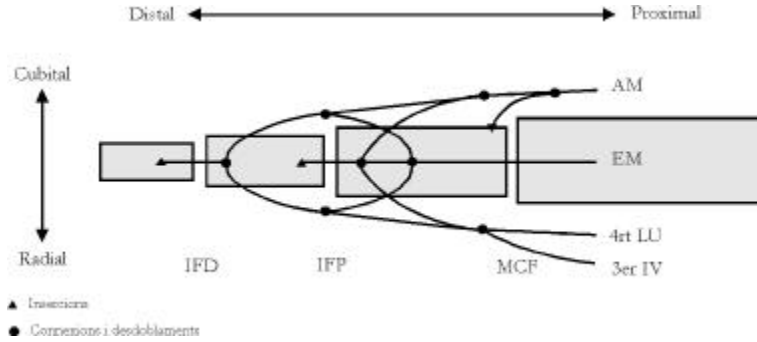


Figura 4.18: Esquematzització de les connexions sobre el mecanisme extensor del dit menovell.

Se suposarà una distribució de forces en el desdoblament del tendó de l'AM del 50% per a cada branca. Per a la resta de nusos de la xarxa tendinosa, se suposarà la nul·litat de la suma escalar de forces de les branques tendinoses que arriben a cadascun dels nusos

$$F_{TET} = F_{BR} + F_{BC} , \quad (4.27a)$$

$$F_{BR} = F_{(LU4+IV3)L} + F_{EMR} , \quad (4.27b)$$

$$F_{BC} = F_{AML} + F_{EMC} , \quad (4.27c)$$

$$F_{TEC} = F_{AMC_e} + F_{(LU4+IV3)C_e} + F_{EMC_e} , \quad (4.27d)$$

$$F_{EM} = F_{EMR} + F_{EMC} + F_{EMC_e} , \quad (4.27e)$$

$$0.5 \cdot F_{AM} = F_{AML} + F_{AMC_e} , \quad (4.27f)$$

$$F_{LU4} + F_{IV3} = F_{(LU4+IV3)L} + F_{(LU4+IV3)C_e} , \quad (4.27g)$$

on F_{EM} , F_{IV3} , F_{AM} , i F_{LU4} són les forces desenvolupades pels músculs EM, 3^{er} IV, AM i 4^{rt} LU, respectivament; F_{BR} i F_{BC} són les forces als tendons extensors radial i cubital, respectivament; F_{TET} i F_{TEC} són les forces als tendons extensors terminal i central, respectivament; F_{AML} i F_{AMC_e} són les forces a les branques lateral i central, respectivament, provinents del desdoblament del tendó de l'AM; $F_{(LU4+IV3)L}$ i $F_{(LU4+IV3)C_e}$ són les forces a les branques lateral i central, respectivament, provinents del desdoblament del conjunt 4^{rt} LU+3^{er} IV; i F_{EMR} , F_{EMC} i F_{EMC_e} són les forces a les branques radial, cubital i central, respectivament, provinents de la trifurcació del tendó de l'EM.

Al nus corresponent a l'origen del 4^{rt} LU sobre el tendó del FP es realitzarà la mateixa consideració

$$F_{FP} = F_{FP}^{MCF,IFP,IFD} + F_{LU4} , \quad (4.28)$$

on F_{FP} és la força desenvolupada pel múscul FP del dit menovell i $F_{FP}^{MCF,IFP,IFD}$ la força sobre el seu tendó en el pas per les articulacions MCF, IFP i IFD.

A banda d'aquests desdoblaments i connexions entre tendons que afecten a un mateix dit, a la mà també es presenten una sèrie de connexions tendinoses entre els tendons dels EC dels distints dits, sobre els metacarpians, i que restringeixen en gran mesura la independència de moviments dels dits, com ja s'ha exposat al capítol 2. La laxitud d'aquestes connexions depèn de la distància entre els seus punts d'origen i inserció. Per tal de simular el seu efecte es considerarà l'existència d'un element elàstic entre els punts d'origen i inserció, de manera que s'introdueix una força proporcional a la distància entre ells, sempre que aquesta siga major que la longitud de repòs del lligament. La figura 4.19 reflexa de manera esquemàtica les connexions intertendinoses modelades.

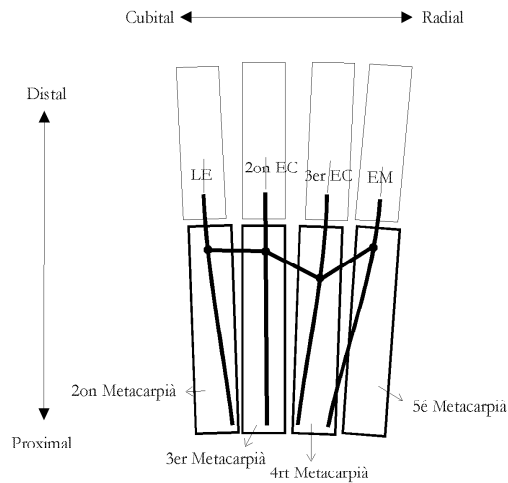


Figura 4.19: Esquemàticització de les connexions intertendinoses entre els mecanismes extensors.

Càlcul d'escurçaments. Estirament dels músculs

A l'apartat 4.3.2.1 s'ha presentat la formulació matemàtica de la que es farà ús per modelar el comportament muscular. Les expressions per a les forces generades pels elements EIC i EES són dependents de l'estirament a què es troba sotmès el múscul amb referència a la seua longitud òptima; a més, la força desenvolupada per l'EIC és funció de la velocitat de contracció muscular, és a dir, de la variació temporal de l'estirament muscular. Cal per tant calcular l'estirament dels músculs respecte de la seua longitud òptima, la qual es considerarà igual a la de repòs [An *et al.*, 1991]. Com es veurà a continuació, aquest problema és equivalent a calcular les diferències d'escurçaments dels tendons en què acaben els músculs. Per exemplificar la situació es considerarà un múscul amb un tendó que travessa una única articulació, i es considerarà una posició de referència on l'articulació es troba en extensió, i una altra posició que representa una postura qualsevol, tal i com mostra la figura 4.20.

Se suposa que la trajectòria del tendó durant el seu recorregut sobre els ossos no canvia, i que únicament ho fa en travessar l'articulació.

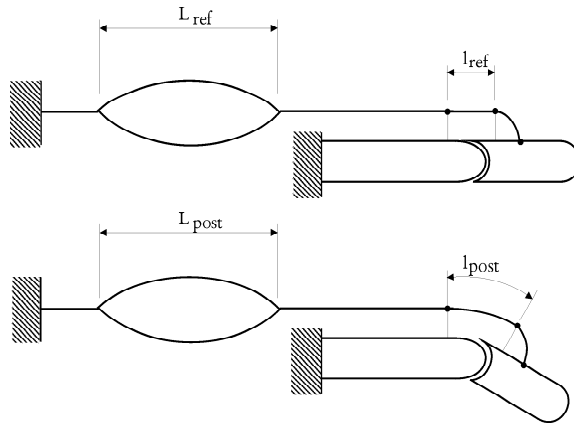


Figura 4.20: Esquematzació de l'evolució de la longitud muscular entre dues posicions.

És clar que el múscul s'haurà d'allargar el mateix que s'estire el tendó entre totes dues posicions, que no és més que la diferència entre les longituds de les trajectòries del tendó en travessar l'articulació

$$L_{post} - L_{ref} = l_{post} - l_{ref} = exc_{post} , \quad (4.29)$$

estant L_{post} i l_{post} les longituds del múscul i de la trajectòria del tendó sobre l'articulació per a la postura considerada, i L_{ref} i l_{ref} les mateixes magnituds per a la posició de referència. La diferència de longituds musculars coincideix, doncs, amb l'escurçament exc_{post} experimentat pel tendó.

Si la postura considerada és la de repòs, llavors la longitud del múscul és l'òptima, i s'acomplirà també

$$L_{opt} - L_{ref} = l_{opt} - l_{ref} , \quad (4.30)$$

on L_{opt} i l_{opt} són les longituds del múscul i de la trajectòria del tendó sobre l'articulació per a la posició de repòs.

Així doncs, la diferència de longituds del múscul entre una postura qualsevol i la postura de repòs o òptima serà igual a la diferència d'escurçaments del tendó

$$L_{post} - L_{opt} = exc_{post} - exc_{opt} . \quad (4.31)$$

El càlcul d'escurçaments és senzill quan es tracta de tendons sense cap tipus de connexió o desdoblament, com és el cas dels tendons FP i FS, FCM i OPM, o qualsevol dels del dit polze (Fig. 4.21).

Llavors l'escurçament es calcula com la diferència de la suma de longituds del tendó travessant les articulacions, entre la postura estudiada i la de referència.

$$exc_{post}(FP) = \left(\sum l_i \right)_{post} - \left(\sum l_i \right)_{ref} , \quad (4.32)$$

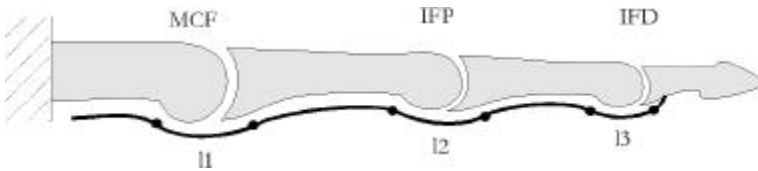


Figura 4.21: Esquematzació del recorregut del tendó del FP sobre un dit.

on l_i és la longitud de la trajectòria del tendó en travessar l'articulació i -èsima.

Però el seu càlcul es complica en la situació contrària, que té lloc amb els tendons dels músculs que intervenen al mecanisme extensor. S'exposa a continuació la forma en què es proposa calcular els escurçaments d'aquestos tendons.

El tendó de l'EC (juntament amb l'EI en el cas del dit índex, o l'EM per al menovell) presenta una trifurcació sobre la falange proximal i dues insercions, una sobre la base de la falange medial i l'altra sobre la distal (Fig. 4.22).

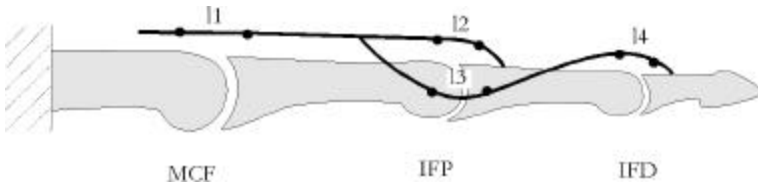


Figura 4.22: Esquematzació del recorregut del tendó de l'EC sobre el dit índex.

Per calcular l'escurçament se suposarà que el tendó extensor central (banda central de la trifurcació) està sempre tensionat [Buchner *et al*, 1988], de forma que s'acompleix

$$exc_{post}(EC) = (l_1 + l_2)_{post} - (l_1 + l_2)_{ref} , \quad (4.33)$$

on l_1 és la longitud de la trajectòria del tendó extensor en travessar l'articulació MCF, i l_2 la del tendó extensor central travessant l'articulació IFP.

Els tendons dels interossis inseren sobre el mecanisme extensor, a excepció el 1^{er} ID (Fig. 4.23).

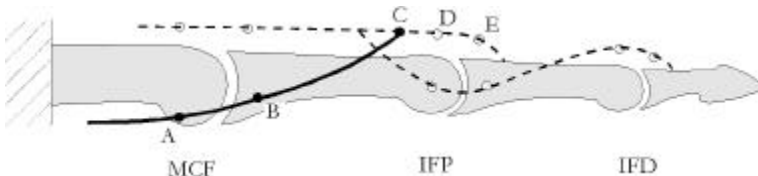


Figura 4.23: Esquematzació del recorregut de l'IV sobre el dit índex.

Per calcular l'escurçament s'introdueix un punt flotant C, no lligat rígidament amb cap dels sòlids rígids. En flexionar l'articulació IFP aquest punt es mourà distalment segons la direcció CD una distància igual al canvi de longitud experimentat per la trajectòria DE del tendó extensor central. D'aquesta manera, si l_1 és la longitud de la trajectòria AB, i l_2 la corresponent al tram BC, l'escurçament

es podrà calcular segons l'expressió

$$exc_{post}(interossi) = (l_1 + l_2)_{post} - (l_1 + l_2)_{ref} . \quad (4.34)$$

El tendó del LU presenta una configuració similar, però s'ha de tenir en compte per calcular l'estirament del múscul el seu origen sobre el tendó FP (Fig. 4.24).

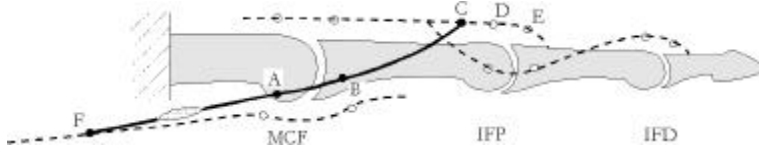


Figura 4.24: Esquematzació del recorregut del LU sobre el dit índex.

L'origen del LU també s'introdueix com un punt flotant (F), que es mourà proximalment segons la direcció AF una distància igual a l'escurçament experimentat pel tendó del FP. Si l_1 és la longitud de la trajectòria AB, l_2 la corresponent al tram BC, i l_3 al tram AF, l'escurçament es podrà calcular segons l'expressió

$$exc_{post}(LU) = (l_1 + l_2 + l_3)_{post} - (l_1 + l_2 + l_3)_{ref} . \quad (4.35)$$

Quant al càlcul de les longituds l_i de les trajectòries dels tendons en travessar cadascuna de les articulacions, es considerarà línies rectes unint els punts rígidament units als ossos que defineixen el seu pas per l'articulació, a excepció dels tendons dels extensors, per la mateixa raó explicada abans per al càlcul dels braços de palanca. En aquest cas es considerarà una trajectòria en arc de radi constant.

4.3.2.3 Modelització dels lligaments

En aquest apartat es tractarà la modelització de l'acció dels lligaments sobre les articulacions. Per tal de modelar aquesta acció es considerarà una única fibra per cada lligament, unint dos punts que representen les insercions als ossos; un punt és fixe amb el segment proximal i l'altre respecte del segment distal (Fig. 4.25). No es tindran en compte les possibles interaccions os-lligament, la qual cosa es tradueix en la consideració d'una trajectòria recta entre les insercions als ossos.

Per modelar el comportament del lligament es tindrà en compte el seu comportament no lineal mitjançant la consideració d'una relació quadràtica entre la força desenvolupada F_{lig} i l'estirament del lligament respecte de la seua longitud lliure $(L_{lig} - L_o)$, d'acord amb l'expressió

$$F_{lig} = K \cdot (L_{lig} - L_o)^2 , \quad (4.36)$$

on K és la constant característica del lligament, L_{lig} és la longitud de la fibra que representa el lligament, i L_o és la longitud lliure d'aquesta fibra.

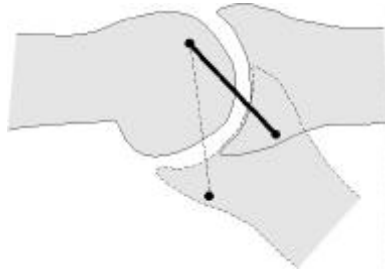


Figura 4.25: Esquematzació de la modelització dels lligaments mitjançant una única fibra amb trajectòria recta unint els punts d'inserció als ossos.

4.3.2.4 Equació del moviment

Per tal d'estudiar el comportament dinàmic del sistema descrit, s'utilitzarà l'equació de la dinàmica de Lagrange. Aquesta formulació presenta l'avantatge de permetre escriure el problema fàcilment en forma matricial, la qual cosa serà aprofitada per a la implementació del model amb el paquet *MATLAB* [The Math Works, 1997], expressament concebut per al treball matricial. Aquesta equació per a un sistema amb m coordenades generalitzades q_k s'expressa

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_k} - \frac{\partial L}{\partial q_k} = Q_k^{nc}, \quad k = 1, \dots, m, \quad (4.37)$$

on L és la funció lagrangiana, diferència entre l'energia cinètica del sistema T i l'energia potencial V

$$L = T - V, \quad (4.38)$$

i Q_k^{nc} són les forces generalitzades no conservatives. En aquest cas es farà coincidir les coordenades generalitzades amb els graus de llibertat del sistema, exposats a l'apartat 4.2.1.

Per poder plantejar aquestes equacions cal obtenir en primer lloc les expressions per a l'energia potencial i energia cinètica del sistema.

Càlcul de l'energia potencial

L'energia potencial del sistema es pot calcular com la suma de les energies potencials de cadascun dels segments que el componen. Per calcular l'energia potencial de cada segment cal conèixer l'alçada dels seus cdg o el que és el mateix, la seua coordenada Y respecte del $SC0^*$.

S'anomenarà \vec{g}_{ij} el vector de posició del cdg del segment j del dit i respecte del SC_{ij} , i expressat en aquest mateix sistema de referència. En eixe cas, els vectors de posicions dels cdg dels segments, respecte del $SC0^*$ es poden escriure

$$\begin{aligned} \vec{G}_1^* &= R_1^* \cdot \vec{g}_1, \\ \vec{G}_{i2}^* &= R_1^* \cdot \vec{r}_{i1} + R_{i2}^* \cdot \vec{g}_{i2}, \\ \vec{G}_{i3}^* &= R_1^* \cdot \vec{r}_{i1} + R_{i2}^* \cdot \vec{r}_{i2} + R_{i3}^* \cdot \vec{g}_{i3}, \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\overrightarrow{G_{i4}^*} &= R_1^* \cdot \overrightarrow{r_{i1}} + R_{i2}^* \cdot \overrightarrow{r_{i2}} + R_{i3}^* \cdot \overrightarrow{r_{i3}} + R_{i4}^* \cdot \overrightarrow{g_{i4}}, \\ \overrightarrow{G_{i5}^*} &= R_1^* \cdot \overrightarrow{r_{i1}} + R_{i2}^* \cdot \overrightarrow{r_{i2}} + R_{i3}^* \cdot \overrightarrow{r_{i3}} + R_{i4}^* \cdot \overrightarrow{r_{i4}} + R_{i5}^* \cdot \overrightarrow{g_{i5}},\end{aligned}\quad (4.39)$$

on $\overrightarrow{G_{ij}^*}$ és el vector de posició del cdg del segment j del dit i , expressada segons el SC0*.

I per obtenir l'energia potencial basta amb la coordenada en Y

$$\begin{aligned}YG_1^* &= \overrightarrow{G_1^*}(2), YG_{i2}^* = \overrightarrow{G_{i2}^*}(2), YG_{i3}^* = \overrightarrow{G_{i3}^*}(2), \\ YG_{i4}^* &= \overrightarrow{G_{i4}^*}(2), YG_{i5}^* = \overrightarrow{G_{i5}^*}(2),\end{aligned}\quad (4.40)$$

on YG_{ij}^* és l'alçada del cdg del segment j del dit i .

Amb la qual cosa, l'energia potencial V_i de la cadena esquelètica és

$$\begin{aligned}V_i &= g \cdot (m_1 \cdot YG_1^* + m_{i2} \cdot YG_{i2}^* + m_{i3} \cdot YG_{i3}^* + \dots \\ &\quad \dots + m_{i4} \cdot YG_{i4}^* + m_{i5} \cdot YG_{i5}^*).\end{aligned}\quad (4.41)$$

Càlcul de l'energia cinètica

S'obindrà a continuació l'expressió de l'energia cinètica T_i de la cadena esquelètica estudiada. L'energia cinètica es pot expressar com la suma de dos termes, un degut al moviment de translació, i l'altre al de rotació

$$T_i = T_{\text{translació}} + T_{\text{rotació}}. \quad (4.42)$$

Es calcularan a continuació cadascun d'aquests termes separatament.

L'energia cinètica de translació és la suma de l'energia cinètica de tots els segments de la cadena esquelètica

$$T_{\text{translació}} = \sum_j \left(\frac{1}{2} \cdot m_{ij} \cdot v_{ij}^2 \right). \quad (4.43)$$

Cal obtenir l'expressió de la velocitat del cdg del segment j del dit i , $\overrightarrow{VG_{ij}}$, en funció de les coordenades generalitzades, que es pot realitzar per simple derivació temporal del vector de posició del segment ossi considerat referit a un sistema de referència fixe (com puga ser SC0)

$$\overrightarrow{VG_{ij}} = \frac{d}{dt} \overrightarrow{G_{ij}} = \sum_k \left(\frac{\partial}{\partial q_{ik}} \check{G}_{ij} \cdot \dot{q}_{ik} \right), \quad k = 1, \dots, 7, \quad (4.44)$$

on \check{G}_{ij} són les tres primeres coordenades del vector $\overrightarrow{G_{ij}}$. Aquesta expressió es pot escriure en forma matricial

$$\left\{ \begin{array}{c} \overrightarrow{VG_1} \\ \vdots \\ \overrightarrow{VG_{i5}} \end{array} \right\} = \left[\begin{array}{ccc} \frac{\partial}{\partial q_{i1}} \check{G}_1 & \frac{\partial}{\partial q_{i2}} \check{G}_1 & \cdots & \frac{\partial}{\partial q_{i7}} \check{G}_1 \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ \frac{\partial}{\partial q_{i1}} \check{G}_{i5} & \frac{\partial}{\partial q_{i2}} \check{G}_{i5} & \cdots & \frac{\partial}{\partial q_{i7}} \check{G}_{i5} \end{array} \right] \cdot \left\{ \begin{array}{c} \dot{q}_1 \\ \vdots \\ \dot{q}_7 \end{array} \right\}, \quad (4.45)$$

i de forma resumida es pot expressar

$$\overrightarrow{VG}_i = Kt_i \cdot \overrightarrow{q}_i, \quad (4.46)$$

on \overrightarrow{VG}_i és un vector columna que conté les velocitats dels cdg de tots els segments de la cadena esquelètica i . Els elements de la matriu Kt_i són les derivades parcials dels vectors de posició \overrightarrow{G}_{ij} respecte de les coordenades generalitzades q_{ij} . Aquestes derivades parcials poden obtenir-se de forma sistemàtica si les matrius de transformació s'expressen utilitzant l'expressió 4.7.

I així l'expressió per a l'energia cinètica de translació serà

$$T_{translació} = \frac{1}{2} \cdot \overrightarrow{q}_i^t \cdot Kt_i^t \cdot M_i \cdot Kt_i \cdot \overrightarrow{q}_i, \quad (4.47)$$

on M_i és la matriu de masses

$$\begin{aligned} M_i &= \text{diagonal}(\overrightarrow{m}), \\ \overrightarrow{m} &= \left\{ m_1 \quad m_1 \quad m_1 \quad m_{i2} \quad m_{i2} \quad m_{i2} \quad \dots \quad m_{i5} \quad m_{i5} \quad m_{i5} \right\}. \end{aligned} \quad (4.48a)$$

De la mateixa manera, l'energia cinètica de rotació és la suma de les energies cinètiques de rotació de cadascun dels segments que componen el sistema

$$T_{rotació} = \sum_j \left(\frac{1}{2} \cdot \overrightarrow{\omega}_{ij}^t \cdot I_{Gij} \cdot \overrightarrow{\omega}_{ij} \right), \quad (4.49)$$

on $\overrightarrow{\omega}_{ij}$ és la velocitat angular del segment j del dit i , expressada segons el sistema de referència associat a l'esmentat segment, i I_{Gij} és la matriu d'inèrcia del segment j del dit i , respecte d'un sistema de referència paral·lel a l'associat al segment, però centrat sobre el seu cdg. Aquesta darrera expressió es pot escriure en forma matricial

$$T_{rotació} = \frac{1}{2} \cdot \begin{bmatrix} I_{G1} & 0 & & 0 \\ 0 & I_{G12} & & 0 \\ & & \ddots & \\ 0 & 0 & & I_{G15} \end{bmatrix} \cdot \overrightarrow{\omega}^t, \text{ amb} \quad (4.50)$$

$$= \left\{ \overrightarrow{\omega}_1^t \quad \overrightarrow{\omega}_{i2}^t \quad \dots \quad \overrightarrow{\omega}_{i5}^t \right\}. \quad (4.51)$$

On les velocitats angulars de cada segment $\overrightarrow{\omega}_{ij}$ són

$$\overrightarrow{\omega}_1 = \check{M}_{i2}^t \cdot \overrightarrow{u}_1 \cdot \dot{q}_1 + \overrightarrow{u}_{i2} \cdot \dot{q}_2, \quad (4.52a)$$

$$\overrightarrow{\omega}_{i2} = \check{M}_{i3}^t \cdot \overrightarrow{\omega}_1 + \overrightarrow{u}_{i3} \cdot \dot{q}_{i3}, \quad (4.52b)$$

$$\overrightarrow{\omega}_{i3} = \check{M}_{i5}^t \cdot \check{M}_{i4}^t \cdot \overrightarrow{\omega}_{i2} + \check{M}_{i5}^t \cdot \overrightarrow{u}_{i4} \cdot \dot{q}_{i4} + \overrightarrow{u}_{i5} \cdot \dot{q}_{i5}, \quad (4.52c)$$

$$\overrightarrow{\omega}_{i4} = \check{M}_{i6}^t \cdot \overrightarrow{\omega}_{i3} + \overrightarrow{u}_{i6} \cdot \dot{q}_{i6}, \quad (4.52d)$$

$$\overrightarrow{\omega}_{i5} = \check{M}_{i7}^t \cdot \overrightarrow{\omega}_{i4} + \overrightarrow{u}_{i7} \cdot \dot{q}_{i7}, \quad (4.52e)$$

estant \vec{u}_{ij} (vector amb 3 components) la direcció de l'eix de rotació associat al grau de llibertat j del dit i , expressada segons el SCij, i \check{M}_{ij} la submatriu 3×3 de la matriu de transformació M_{ij} , corresponent a la rotació. L'energia cinètica de rotació es pot expressar, doncs, en funció de les coordenades generalitzades

$$T_{rotació} = \frac{1}{2} \cdot \vec{q}_i^t \cdot Kr_i^t \cdot I_{Gi} \cdot Kr_i \cdot \vec{q}_i, \quad (4.53)$$

on la matriu d'inèrcia I_{Gi} és

$$I_{Gi} = \begin{bmatrix} I_{G1} & 0 & & 0 \\ 0 & I_{G2} & & 0 \\ & & \ddots & \\ 0 & 0 & & I_{Gi5} \end{bmatrix}, \quad (4.54)$$

i la matriu Kr_i

$$Kr_i = \begin{bmatrix} Kr_{i1,1} & Kr_{i1,2} & \cdots & Kr_{i1,7} \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ Kr_{i5,1} & Kr_{i5,2} & \cdots & Kr_{i5,7} \end{bmatrix}, \quad (4.55)$$

estant els seus elements es dedueixen a partir de les expressions 4.52a-4.52e

$$\begin{aligned} Kr_{i1,1} &= \check{M}_{i2}^t \cdot \vec{u}_1, \\ Kr_{i1,2} &= \vec{u}_{i2}, \\ Kr_{i2,1} &= \check{M}_{i3}^t \cdot Kr_{i1,1}, \\ Kr_{i2,2} &= \check{M}_{i3}^t \cdot Kr_{i1,2}, \\ Kr_{i2,2} &= \vec{u}_{i3}, \\ Kr_{i3,1} &= \check{M}_{i5}^t \cdot \check{M}_{i4}^t \cdot Kr_{i2,1}, \\ Kr_{i3,2} &= \check{M}_{i5}^t \cdot \check{M}_{i4}^t \cdot Kr_{i2,2}, \\ Kr_{i3,3} &= \check{M}_{i5}^t \cdot \check{M}_{i4}^t \cdot Kr_{i2,3}, \\ Kr_{i3,4} &= \check{M}_{i5}^t \cdot \vec{u}_{i4}, \\ Kr_{i3,5} &= \vec{u}_{i5}, \\ Kr_{i4,1} &= \check{M}_{i6}^t \cdot Kr_{i3,1}, \\ Kr_{i4,2} &= \check{M}_{i6}^t \cdot Kr_{i3,2}, \\ Kr_{i4,3} &= \check{M}_{i6}^t \cdot Kr_{i3,3}, \\ Kr_{i4,4} &= \check{M}_{i6}^t \cdot Kr_{i3,4}, \\ Kr_{i4,5} &= \check{M}_{i6}^t \cdot Kr_{i3,5}, \\ Kr_{i4,6} &= \vec{u}_{i6}, \\ Kr_{i5,1} &= \check{M}_{i7}^t \cdot Kr_{i4,1}, \\ Kr_{i5,2} &= \check{M}_{i7}^t \cdot Kr_{i4,2}, \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
Kr_{i5,3} &= \check{M}_{i7}^t \cdot Kr_{i4,3} , \\
Kr_{i5,4} &= \check{M}_{i7}^t \cdot Kr_{i4,4} , \\
Kr_{i5,5} &= \check{M}_{i7}^t \cdot Kr_{i4,5} , \\
Kr_{i5,6} &= \check{M}_{i7}^t \cdot \vec{u}_{i6} , \\
Kr_{i5,7} &= \vec{u}_{i7} ,
\end{aligned} \tag{4.56}$$

i la resta d'elements són vectors nuls.

Càlcul dels termes derivatius

Es calcularà a continuació la derivada parcial de la funció lagrangiana corresponent a la cadena esquelètica i respecte de la coordenada generalitzada q_k

$$\frac{\partial L_i}{\partial q_k} .$$

Per definició de la funció lagrangiana s'acomplirà

$$\frac{\partial L_i}{\partial q_k} = \frac{\partial T_i}{\partial q_k} - \frac{\partial V_i}{\partial q_k} . \tag{4.57}$$

Per calcular el terme corresponent a l'energia cinètica es deriven cadascun dels seus sumands obtinguts abans

$$\frac{\partial T_i}{\partial q_k} = \frac{\partial T_{\text{translació}}}{\partial q_k} + \frac{\partial T_{\text{rotació}}}{\partial q_k} , \tag{4.58}$$

El terme corresponent a la translació val

$$\begin{aligned}
\frac{\partial T_{\text{translació}}}{\partial q_k} &= \frac{\partial}{\partial q_k} \left(\frac{1}{2} \cdot \vec{\dot{q}}_i^t \cdot Kt_i^t \cdot M_i \cdot Kt_i \cdot \vec{\dot{q}}_i \right) = \\
&= \frac{1}{2} \cdot \vec{\dot{q}}_i^t \cdot Nt_{ik} \cdot \vec{\dot{q}}_i ,
\end{aligned} \tag{4.59}$$

estant

$$Nt_{ik} = LLt_{ik}^t \cdot M_i \cdot Kt_i + Kt_i^t \cdot M_i \cdot LLt_{ik} , \text{ amb} \tag{4.60a}$$

$$LLt_{ik} = \frac{\partial Kt_i}{\partial q_k} , \tag{4.60b}$$

i el corresponent a la rotació val

$$\begin{aligned}
\frac{\partial T_{\text{rotació}}}{\partial q_k} &= \frac{\partial}{\partial q_k} \left(\frac{1}{2} \cdot \vec{\dot{q}}_i^t \cdot Kr_i^t \cdot I_{Gi} \cdot Kr_i \cdot \vec{\dot{q}}_i \right) = \\
&= \frac{1}{2} \cdot \vec{\dot{q}}_i^t \cdot Nr_{ik} \cdot \vec{\dot{q}}_i ,
\end{aligned} \tag{4.61}$$

estant

$$Nr_{ik} = LLr_{ik}^t \cdot I_{Gi} \cdot Kr_i + Kr_i^t \cdot I_{Gi} \cdot LLr_{ik}, \text{ amb} \quad (4.62a)$$

$$LLr_{ik} = \frac{\partial Kr_i}{\partial q_k}. \quad (4.62b)$$

Novament les derivades parcials que defineixen els termes LLt_{ik} i LLr_{ik} poden obtenir-se de forma sistemàtica si les matrius de transformació s'expressen utilitzant l'expressió 4.7.

I el terme corresponent a l'energia potencial es pot obtenir de la següent manera

$$\frac{\partial V_i}{\partial q_k} = g \cdot \sum_{j=1}^5 \left(m_{ij} \cdot \frac{\partial YG_{ij}^*}{\partial q_k} \right), \text{ amb} \quad (4.63a)$$

$$YG_{ij}^* = \overrightarrow{G_{ij}^*}(2), \quad (4.63b)$$

$$\frac{\partial \overrightarrow{G_{ij}^*}}{\partial q_k} = M_0 \cdot \frac{\partial \overrightarrow{G_{ij}^*}}{\partial q_k}, \quad (4.63c)$$

on els termes $\frac{\partial \overrightarrow{G_{ij}^*}}{\partial q_k}$ ja han estat calculats per obtenir Kt_i (veure expressions 4.45 i 4.46).

Queda així calculat un dels termes derivatius de l'equació de Lagrange, però resta calcular el segon

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_k}.$$

La derivada parcial de la funció lagrangiana respecte de \dot{q}_k serà, per definició de L_i

$$\frac{\partial L_i}{\partial \dot{q}_k} = \frac{\partial T_i}{\partial \dot{q}_k} - \frac{\partial V_i}{\partial \dot{q}_k}, \quad (4.64)$$

on el terme $\frac{\partial V_i}{\partial \dot{q}_k}$ és nul, en no dependre l'energia potencial V_i de la derivada temporal de ninguna de les variables generalitzades q_k .

Quant a la derivada parcial de l'energia cinètica, s'obindrà a partir de les derivades parcials de les components de translació i rotació

$$\frac{\partial T_i}{\partial \dot{q}_k} = \frac{\partial T_{translació}}{\partial \dot{q}_k} + \frac{\partial T_{rotació}}{\partial \dot{q}_k}. \quad (4.65)$$

La derivada del terme corresponent a la translació

$$\begin{aligned} \frac{\partial T_{translació}}{\partial \dot{q}_k} &= \frac{1}{2} \cdot \left\{ \begin{array}{cccccc} & & \dots & k & \dots & \\ 0 & 0 & \dots & 1 & \dots & 0 & 0 \end{array} \right\} \cdot Kt_i^t \cdot M_i \cdot Kt_i \cdot \overrightarrow{\dot{q}_i} + \\ &\frac{1}{2} \cdot \overrightarrow{\dot{q}_i} \cdot Kt_i^t \cdot M_i \cdot Kt_i \cdot \left\{ \begin{array}{cccccc} & & \dots & k & \dots & \\ 0 & 0 & \dots & 1 & \dots & 0 & 0 \end{array} \right\}^t, \end{aligned} \quad (4.66)$$

que realitzant les operacions oportunes es pot escriure en forma matricial de la següent manera

$$\begin{pmatrix} \frac{\partial T_{\text{translació}}}{\partial \dot{q}_1} \\ \frac{\partial T_{\text{translació}}}{\partial \dot{q}_2} \\ \vdots \\ \frac{\partial T_{\text{translació}}}{\partial \dot{q}_{i7}} \end{pmatrix} = \left\{ \frac{\partial T_{\text{translació}}}{\partial \dot{\vec{q}}_i} \right\} = Kt_i^t \cdot M_i \cdot Kt_i \cdot \dot{\vec{q}}_i. \quad (4.67)$$

I procedint de forma anàloga per al terme de rotació, s'obté

$$\begin{pmatrix} \frac{\partial T_{\text{rotació}}}{\partial \dot{q}_1} \\ \frac{\partial T_{\text{rotació}}}{\partial \dot{q}_2} \\ \vdots \\ \frac{\partial T_{\text{rotació}}}{\partial \dot{q}_{i7}} \end{pmatrix} = \left\{ \frac{\partial T_{\text{rotació}}}{\partial \dot{\vec{q}}_i} \right\} = Kr_i^t \cdot I_{G_i} \cdot Kr_i \cdot \dot{\vec{q}}_i. \quad (4.68)$$

Finalment, els termes buscats s'obtenen de la derivació temporal de les expressions 4.67 i 4.68, amb la qual cosa és immediat que

$$\frac{d}{dt} \left\{ \frac{\partial T_{\text{translació}}}{\partial \dot{\vec{q}}_i} \right\} = Kt_i^t \cdot M_i \cdot Kt_i \cdot \ddot{\vec{q}}_i + \sum_k (Nt_{ik} \cdot \dot{q}_k) \cdot \dot{\vec{q}}_i, \quad (4.69)$$

$$\frac{d}{dt} \left\{ \frac{\partial T_{\text{rotació}}}{\partial \dot{\vec{q}}_i} \right\} = Kr_i^t \cdot I_{G_i} \cdot Kr_i \cdot \ddot{\vec{q}}_i + \sum_k (Nr_{ik} \cdot \dot{q}_k) \cdot \dot{\vec{q}}_i. \quad (4.70)$$

Càlcul del terme de forces generalitzades

El terme de forces generalitzades d'origen no conservatiu Q_k^{nc} ha de tenir en compte dos tipus de forces: D'una banda l'efecte de les forces generades per la xarxa musculotendinosa, i d'altra les forces externes conseqüència de la interacció amb objectes durant la seua manipulació o amb altres parts de la mà.

Es començarà analitzant les segones. Per a tal efecte, es defineixen els següents vectors

\vec{f}_{ij} : Vector columna de tres components, que representa la força externa aplicada sobre el segment j del dit i , expressada segons el SC ij .

\vec{F}_{ij} : Transformació de \vec{f}_{ij} al sistema de referència fixe SC0.

\vec{p}_{ij} : Vector columna de quatre components, que representa el punt d'aplicació de la força anterior, expressat segons el SC ij .

\vec{P}_{ij} : Vector columna de tres components, resultat de la transformació de \vec{p}_{ij} al SC0.

La força generalitzada associada a la coordenada generalitzada q_k es pot calcular, per definició, segons l'equació

$$Q_{ik}^{nc} = \frac{\partial \overrightarrow{P_{ij}^t}}{\partial q_k} \cdot \overrightarrow{F_{ij}}, \quad (4.71)$$

on el càlcul dels termes $\frac{\partial \overrightarrow{P_{ij}^t}}{\partial q_k}$ és totalment anàlog al del càlcul dels termes de la matriu Kt_i . L'expressió 4.71 es pot escriure en forma matricial de la següent manera

$$\overrightarrow{Q_i^{nc}} = \begin{Bmatrix} Q_1^{nc} \\ Q_2^{nc} \\ \vdots \\ Q_{i7}^{nc} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial \overrightarrow{P_{ij}^t}}{\partial q_1} & \frac{\partial \overrightarrow{P_{ij}^t}}{\partial q_2} & \dots & \frac{\partial \overrightarrow{P_{ij}^t}}{\partial q_{i7}} \end{bmatrix} \cdot \overrightarrow{F_{ij}}. \quad (4.72)$$

L'obtenció de les forces generalitzades degudes als esforços generats per la xarxa musculo-tendinosa es realitza de forma similar. A nivell de cada articulació es consideren 2 punts que defineixen la línia d'acció del tendó sobre l'articulació (Fig. 4.26). El punt proximal A està unit rígidament amb el segment proximal, mentre el que punt distal B ho està amb el segment distal.

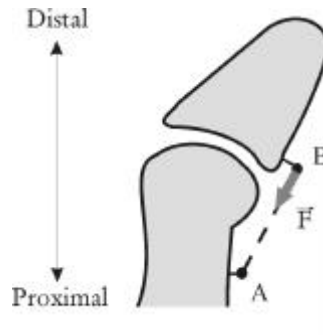


Figura 4.26: Acció d'un tendó sobre l'articulació.

La força que exerceix el tendó sobre l'articulació es pot considerar aplicada sobre el punt B , i la seua expressió serà de la forma

$$\overrightarrow{F} = F \cdot \frac{\overrightarrow{BA}}{|\overrightarrow{BA}|}, \text{ amb } F \geq 0 \quad (4.73)$$

on tots els vectors s'expressen segons el sistema de referència fixe SC0. En aquestes condicions es pot realitzar un càlcul anàlog al tractat abans, de manera que la força generalitzada es pot escriure

$$\overrightarrow{Q_i^{nc}} = \begin{bmatrix} \frac{\partial \overrightarrow{B}^t}{\partial q_1} & \frac{\partial \overrightarrow{B}^t}{\partial q_2} & \dots & \frac{\partial \overrightarrow{B}^t}{\partial q_{i7}} \end{bmatrix} \cdot \overrightarrow{F}. \quad (4.74)$$

Per als tendons extensors no es considera aquest comportament, sinó que se'ls suposa una trajectòria circular sobre un plànol perpendicular a l'eix de rotació de

flexió, de forma que la força generalitzada corresponent a la coordenada generalitzada en qüestió coincidirà amb el radi del cercle, segons s'ha obtingut a l'apartat 3.2.3.

4.3.3 Resolució

Sobre la cadena cinemàtica definida als apartats 4.2.1 i 4.3.1, formada per un conjunt de sòlids rígids units mitjançant enllaços de revolució i sotmesa al sistema de forces generat pels actuadors descrits als apartats 4.2.2 i 4.3.2, es poden plantejar les equacions de la dinàmica per resoldre el problema de dinàmica inversa, juntament amb les equacions de restricció provinents dels balanços de forces als nusos de les xarxes tendinoses i a la modelització muscular utilitzada.

Se suposarà conegut el moviment que presenta el sistema i les forces externes aplicades sobre ell, degudes a la interacció amb els objectes manipulats o amb altres parts de la mà, i es pretén estimar els esforços musculars necessaris perquè el sistema es comporte d'aquesta manera.

En el plantejament de l'equació dinàmica de Lagrange es consideraran les coordenades generalitzades corresponents als graus de llibertat distals al metacarp per als dits índex, medial, anell i menovell, i els distals al carp per al dit polze. La raó de la no inclusió dels graus de llibertat de l'articulació MCC dels dits anell i menovell és, d'una banda, que la seua estabilitat es deu principalment a l'acció d'estructures passives, i d'altra banda la relativa poca importància que presenta el seu moviment de flexió [Kapandji, 1996]. En efecte, en la flexió i extensió d'aquestes articulacions juguen un paper molt important les estructures passives, tals com les connexions intertendinoses de l'aparell extensor sobre el dors de la mà i els lligaments d'aquestes articulacions, difícils de modelar. Altra dificultat radica en la modelització de l'acció dels músculs interossis que tenen el seu origen sobre els metacarpians dels dits anell i menovell.

Les equacions que defineixen aquest problema constitueixen un sistema d'equacions indeterminat: La taula 4.5 reflexa el nombre d'equacions disponible per a cada cadena esquelètica i el nombre d'incògnites. El nombre d'equacions coincideix amb el de graus de llibertat considerat per realitzar els balanços. A més d'aquests balanços s'han de considerar les equacions de restricció que relacionen els esforços en les distintes branques de les xarxes tendinoses. El nombre d'incògnites coincideix amb el de músculs modelitzats, al que s'ha d'afegir el nombre de forces en les branques de les xarxes tendinoses.

Per tant, no hi ha una única combinació d'esforços musculars que satisfaci les condicions d'equilibri dinàmic. Com ja s'ha vist al capítol 3, no es coneix el mecanisme pel qual el sistema nerviós central controla el cos, triant quins músculs actuen en cada instant durant el desenvolupament d'una determinada acció. Els criteris que l'individu tria, conscient o inconscientment, per determinar el control de l'acció muscular poden variar segons l'activitat física que es pretenga realitzar. El model proposat considerarà el criteri de *maximització de la resistència muscular a fatiga*, que es pot aconseguir minimitzant la funció objectiu [Crowninshield i

Taula 4.5: Equacions disponibles i incògnites del problema.

	Gdl (Equacions)	Músculs (Incògnites)	Branques (Incògnites)	Eq. restricció branques
Polze	5	9	1	1
Índex	4	6	12	8
Medial	4	6	13	9
Anell	4	6	13	9
Menovell	5	8	13	9
TOTAL	22	34	52	36

Equacions:	58
Incògnites:	86

Brand, 1981]

$$\sum \left(\frac{F_i}{AFST_i} \right)^2, \quad (4.75)$$

on F_i representa la força exercida pel múscul i -èssim i $AFST_i$ és l'àrea fisiològica de la seua secció transversal. La raó de l'elecció d'aquest criteri radica en que és el més utilitzat a la literatura, alhora que sembla ser el que millors resultats proporciona d'entre els que han estat emprats fins el moment [An *et al*, 1991].

Així doncs, per estimar els esforços musculars es minimitzarà la funció objectiu 4.75, sotmesa a les equacions de restricció

1. Balanços dinàmics per cada grau de llibertat del sistema.
2. Relacions entre els esforços de les distintes branques de les xarxes tendinoses.
3. I a més s'han de restringir els valors dels esforços a valors fisiològicament acceptables. D'una banda, els tendons són elements flexibles, que no poden suportar esforços de compressió. Així el camp de solucions s'haurà de limitar a valors positius per aquestes magnituds. I d'altra banda, cal limitar les forces exercides pels músculs d'acord amb el model presentat a l'apartat 4.3.2.1, la qual cosa ve expressada per les equacions 4.17 i 4.18.

Per resoldre aquest problema, la formulació matemàtica presentada en aquesta secció ha estat implementada utilitzant el paquet *MATLAB*, orientat al càlcul matricial. El procés de minimització s'ha realitzant utilitzat la subrutina *constr* [The Math Works, 1997] que ve amb el *toolbox* d'optimització d'aquest paquet. Aquesta subrutina està dissenyada per localitzar el mínim d'una funció multivariable no lineal, sotmesa a una sèrie de restriccions d'igualtat i desigualtat. Per a tal finalitat utilitza el mètode de *programació quadràtica seqüencial*, que bàsicament es tracta de la resolució d'un problema de programació quadràtica en cada iteració (veure l'apèndix C per a més informació). La funció objectiu 4.75 és convexa, de forma que només presenta un mínim, i per tant coincideix amb el mínim global buscat. A l'apèndix A es presenta el diagrama de flux del programa desenvolupat.

A més de la resolució del problema d'estimació d'esforços musculars durant la realització d'una tasca determinada, també s'ha implementat la possibilitat de l'estimació de la màxima força d'agarrada per a les distintes configuracions que pot adoptar la mà. Aquesta estimació es realitza calculant els esforços musculars que maximitzen la força externa en una determinada direcció sobre un o diversos segments. Les equacions de restricció del problema són exactament les mateixes, això és: equacions de la dinàmica (balanços de moments en les articulacions), equacions que relacionen els esforços de les distintes branques de les xarxes tendinoses, i la limitació del camp de solució, tenint en compte el comportament muscular.

De la resolució d'aquestes equacions s'obtenen els valors estimats dels esforços als músculs, així com de les forces en cadascuna de les branques de les xarxes tendinoses. No s'obtenen, però, els esforços sobre les articulacions. Els valors d'aquestes reaccions es calcularan una vegada coneguts els esforços en músculs i tendons, plantejant les equacions de la dinàmica segons la formulació clàssica de Newton-Euler sobre els conjunts de segments ossis convenientment aïllats. Per al dit índex, per exemple, es començarà aïllant la falange distal, per obtenir els esforços de reacció en l'articulació IFD; després s'aïllarà el conjunt falange distal i falange medial, i s'obtidran les reaccions sobre l'articulació IFP, i així successivament. Els valors d'aquestos esforços representen l'acció conjunta de les superfícies articulars, càpsula articular i els lligaments que restringeixen els moviments de l'articulació. Si els resultats es pretenen utilitzar per realitzar algun estudi referent a la implantació de pròtesis, serà necessària una modelització més precisa de l'articulació, per poder distribuir els esforços entre els elements que intervenen. D'altra forma, els valors obtinguts només poden ser utilitzats com orientatius de la magnitud de les sol·licitacions per a la qual s'han de dissenyar les pròtesis.

4.3.4 Càlcul de les reaccions en les articulacions

La resolució del sistema indeterminat descrit als apartats anteriors proporciona una estimació dels esforços en músculs i tendons. La formulació Lagrangiana utilitzada per plantejar el problema d'acord amb l'apartat 4.3.2.4, no permet obtenir el valor dels esforços en les articulacions directament. Per poder calcular-los s'utilitzarà la formulació de Newton-Euler sobre els conjunts de segments ossis convenientment aïllats, la qual cosa s'exposa a continuació.

Per al dit índex, per exemple, es començarà aïllant la falange distal, per obtenir els esforços de reacció en l'articulació IFD; després s'aïllarà el conjunt falange distal i falange medial, i s'obtidran les reaccions sobre l'articulació IFP, i així successivament s'aniran concatenant més segments proximalment.

Les equacions de Newton-Euler s'escriuran utilitzant el principi de d'Alembert

$$\sum \vec{F} = 0, \quad (4.76a)$$

$$\sum \vec{M}_G = 0, \quad (4.76b)$$

on el terme $\sum \vec{F}$ inclou les forces inercials de cada segment, i el terme $\sum \vec{M}_G$ els corresponents parells d'inèrcia sobre els cdg de cadascun dels segments.

Per calcular la força d'inèrcia de cada segment ossi cal calcular l'acceleració del seu cdg. Com que les velocitats dels cdg poden ser calculades segons l'expressió 4.46

$$\overrightarrow{VG}_i = Kt_i \cdot \overrightarrow{\dot{q}}_i ,$$

les acceleracions s'obtinran per simple derivació d'aquesta expressió

$$\overrightarrow{AG}_i = \frac{dKt_i}{dt} \cdot \overrightarrow{\dot{q}}_i + Kt_i \cdot \overrightarrow{\ddot{q}}_i , \text{ amb} \quad (4.77a)$$

$$\frac{dKt_i}{dt} = \sum_k LLt_{ik} \cdot \dot{q}_k , \quad (4.77b)$$

on \overrightarrow{AG}_i és un vector columna que conté les acceleracions de tots els segments corresponents a la cadena esquelètica i , expressades en el SC0. Així, la força d'inèrcia corresponent al segment j del dit i valdrà

$$\overrightarrow{Fin}_{ij} = -m_{ij} \cdot \overrightarrow{AG}_{ij} , \quad (4.78)$$

estant \overrightarrow{AG}_{ij} el vector columna extret de \overrightarrow{AG}_i que conté l'acceleració del segment i .

Per calcular el parell d'inèrcia de cada segment respecte del seu cdg, cal calcular el moments cinètic respectiu, i la seua derivada temporal. Els moments cinètics dels distints segments es poden calcular mitjançant el producte matricial

$$\overrightarrow{hG}_i = I_{Gi} \cdot Kr_i \cdot \overrightarrow{\dot{q}} , \quad (4.79)$$

on \overrightarrow{hG}_i és un vector columna que conté els moments cinètics de tots els segments corresponents a la cadena esquelètica i , expressats segons els SC associats a cada segment en qüestió.

La derivada temporal del moment cinètic valdrà

$$\frac{d\overrightarrow{hG}_i}{dt} = I_{Gi} \cdot \frac{dKr_i}{dt} \cdot \overrightarrow{\dot{q}} + I_{Gi} \cdot Kr_i \cdot \overrightarrow{\ddot{q}} , \text{ amb} \quad (4.80a)$$

$$\frac{dKr_i}{dt} = \sum_k (LLr_{ik} \cdot \dot{q}_k) . \quad (4.80b)$$

Amb la qual cosa el parell d'inèrcia del segment j del dit i respecte del seu cdg serà

$$\overrightarrow{Min}_{Gij} = -I_{Gi} \cdot \sum_k (LLr_{ik} \cdot \dot{q}_k) \cdot \overrightarrow{\dot{q}} - I_{Gi} \cdot Kr_i \cdot \overrightarrow{\ddot{q}} , \quad (4.81)$$

estant expressat aquest parell d'inèrcia segons el SCij.

L'equació 4.76a es pot expressar de la següent forma sobre el sistema de sòlids rígids considerat aïllant els segments distals a l'articulació sobre la qual es pretenen calcular els esforços de reacció

$$\sum \overrightarrow{F}_{ext} + \sum \overrightarrow{F}_{tendons} + \sum \overrightarrow{F}_{in} + \overrightarrow{R} = 0 , \quad (4.82)$$

on el terme $\sum \overrightarrow{F_{ext}}$ fa referència a la suma de forces externes degut a la interacció amb altres objectes o parts de la mà sobre els segments distals a l'articulació considerada; $\sum \overrightarrow{F_{tendons}}$ correspon a les forces generades pels tendons sobre l'esmentada articulació; $\sum \overrightarrow{F_{in}}$ són les forces inercials dels segments distals a l'articulació, calculats segons l'expressió 4.78; i \overrightarrow{R} correspon a l'esforç de reacció sobre l'articulació. Tots els termes són coneguts a excepció de \overrightarrow{R} , estant el seu càlcul immediat.

De forma anàloga, l'equació 4.76b sobre el sistema considerat es pot expressar de la següent forma, havent prè els moments respecte d'un punt pertanyent a l'eix de rotació de l'articulació en qüestió

$$\sum \overrightarrow{M_{ext}} + \sum \overrightarrow{M_{tendons}} + \sum \overrightarrow{M_{in}} + \overrightarrow{M} = 0, \quad (4.83)$$

on el terme $\sum \overrightarrow{M_{ext}}$ fa referència als moments generats per les forces externes sobre els segments distals a l'articulació considerada, degut a la interacció amb altres objectes o parts de la mà; $\sum \overrightarrow{M_{tendons}}$ correspon als moments generats per les forces als tendons sobre l'esmentada articulació; $\sum \overrightarrow{M_{in}}$ són els parells inercials dels segments distals a l'articulació, calculats segons l'expressió 4.76b; i \overrightarrow{M} correspon al moment de reacció sobre l'articulació. Tots els termes són coneguts a excepció de \overrightarrow{M} , estant el seu càlcul immediat. Lògicament la projecció d'aquest vector sobre la direcció corresponent a l'eix de rotació de l'articulació en qüestió ha de ser nul·la.

Cal recordar que els valors dels esforços sobre les articulacions calculats d'aquesta forma representen l'acció conjunta de distints elements, com ara les superfícies articulars, la càpsula articular i els lligaments, que restringeixen els moviments de l'articulació.

4.3.5 Escalabilitat del model

Un dels requisits bàsics que ha d'acomplir un model per a la seua utilització en el disseny de productes és l'escalabilitat [Davidoff i Freivalds, 1993], de forma que permeta representar diferents grups de població i distints percentils i poder estudiar així l'adaptabilitat del producte a l'usuari. És per això que el model proposat s'ha desenvolupat de forma paramètrica. En aquest apartat es descriu com s'ha realitzat l'esmentada parametrització. Aquesta descripció es realitza a continuació, diferenciant entre els quatre tipus en què es poden classificar les dades necessàries per al desenvolupament del model. Els valors concrets de les dades es recullen a les taules de l'apèndix B.

1. *Orientació i posició dels eixos de rotació:* Per definir el model cinemàtic cal introduir l'orientació i posició dels eixos de rotació de les distintes articulacions de la mà. En aquest sentit, a la literatura es troba el treball de Buchholz *et al* (1992) on es presenten els resultats de les mesures antropomètriques realitzades sobre 6 especímens cadavèrics frescs, pertanyents a subjectes majors de 65 anys, 4 homes i 2 dones. En aquest treball es presenten les dades sobre els centres de rotació de les distintes articulacions de la mà (a excepció

de les MCC dels dits anell i menovell), estimades a partir d'imatges radiogràfiques, i utilitzant el mètode de Reuleaux; per al càlcul dels centres de rotació aquest treball considera eixos de rotació perpendiculars a les falanges, i, en el cas d'articulacions amb 2 gdl, juntes universals. Les dades es presenten parametritzades respecte de la longitud i l'amplària de la mà.

No s'ha localitzat cap treball a la literatura que proporcione dades sobre la posició i orientació dels eixos de rotació de les articulacions MCF dels dits índex, medial, anell i menovell no considerant-les juntes universals. En canvi, sí que existeix informació amb aquestes característiques sobre l'orientació i posició dels eixos de rotació corresponents a les articulacions del dit polze, concretament als treballs de Hollister [Hollister *et al*, 1992; Hollister *et al*, 1995], però aquestes dades no es proporcionen parametritzades en cap manera.

Amb tot açò, s'ha optat finalment per utilitzar les dades del treball de Buchholz *et al* (1992), conservant la seua parametrització respecte de la longitud i amplària de la mà (*LM* i *AM*, respectivament). A falta de dades a la literatura, la posició dels eixos de rotació corresponents a les articulacions MCC dels dits anell i menovell han estat estimades, normalitzant les dimensions longitudinals amb el paràmetre *LM*, i les perpendiculars amb *AM*.

2. *Característiques inercials*: Per poder implementar el model dinàmic, cal introduir les dades màssiques i inercials dels segments ossis que componen cadascuna de les cadenes esquelètiques. El procediment per calcular aquestes dades ha estat l'aproximació de la seua geometria a cilindres amb una densitat d' 1.1 g/cm^3 [Esteki i Mansour, 1997]. Les longituds dels cilindres han estat obtingudes del treball de Buchholz *et al* (1992) esmentat abans, que proporciona aquestos valors parametritzats respecte de la longitud de la mà. Quant als diàmetres dels segments, i no havent trobat dades a la literatura, s'ha realitzat un estudi de camp on s'han mesurat les gruixàries dels distints segments, juntament amb l'amplària de la mà sobre un total de 13 subjectes (9 homes i 4 dones), i s'ha dut a terme la seua normalització amb el paràmetre *AM*, en haverse identificat una correlació significativa entre les gruixàries i aquest paràmetre. El desenvolupament i els resultats d'aquest treball de camp es recullen a l'apèndix D.
3. *Xarxa tendons*: Per modelar la xarxa tendinosa cal introduir les coordenades dels punts que defineixen les trajectòries dels tendons en travessar les articulacions, així com dels punts corresponents a les connexions i desdoblaments, per tal de poder calcular els escurçaments tendinosos, i amb elles, l'estirament muscular. En aquest sentit a la literatura es troba el treball d'An *et al* (1979), en el qual es presenten les coordenades dels punts que defineixen l'acció dels tendons sobre les distintes articulacions de la mà, obtinguts a partir de la mesura sobre 10 especímens cadavèrics frescs. Les posicions d'aquestos punts són obtingudes a partir d'imatges de ratjos-X, havent col·locat prèviament els marcadors sobre les estructures adients. Els valors obtinguts es

presenten normalitzats respecte de la longitud de la falange medial de cada dit. Per tal de ser coherents amb la parametrització realitzada de la resta de dades en aquesta tesi, les longituds de les falanges medials han estat relacionades amb la longitud de la mà utilitzant les dades del treball de Buchholz *et al* (1992), disposant així finalment de les posicions de tots aquestos punts normalitzades respecte del paràmetre LM. Cal assenyalar que al treball d'An *et al* (1979) no es presenten dades per al dit polze ni tampoc per als músculs FCM, LM i OPM. Per aquestos músculs s'ha estimat anatòmicament la posició dels punts que defineixen les línies d'acció dels tendons i músculs sobre la reconstrucció de la geometria dels ossos d'un subjecte, obtinguda a partir de les imatges d'una TAC (tomografia axial computeritzada), i normalitzant posteriorment les coordenades obtingudes respecte del paràmetre LM mesurat per a l'especimen.

4. *Dades musculars*: L'últim grup de dades fa referència a la capacitat o potència muscular. D'acord amb la modelització muscular proposada, la força que pot desenvolupar un múscul s'expressa mitjançant la relació

$$F_N = F_{EIC} + F_{EEP} , \quad (4.84)$$

on F_N és la força total desenvolupada pel múscul, i F_{EIC} i F_{EEP} són les forces corresponents a l'element contràctil i a l'element elàstic en paral·lel, totes elles normalitzades respecte del valor màxim de força que pot desenvolupar el múscul sota condicions estàtiques, F_{\max} , estant aquest valor

$$F_{\max} = AFST \cdot \sigma_{\max} . \quad (4.85)$$

L'escalabilitat de l'acció muscular s'aconsegueix mitjançant l'escalat del valor F_{\max} de cada múscul, la qual cosa es realitzarà escalant el paràmetre $AFST$. Per a tal finalitat, s'han utilitzat les dades del projecte d'investigació de Pérez i Vergara (1995), on es presenten les mesures de màxima força obtingudes amb un dinamòmetre de Collins, a més dels paràmetres LM i AM, per a un total de 77 treballadors que utilitzen habitualment eines manuals. Del tractament estadístic de les mesures s'ha pogut identificar una correlació significativa (0.624) entre la màxima força mesurada i el producte $LM \cdot AM$ (apèndix D). A falta de millors dades, se suposarà que els valors reportats a la literatura corresponen a una grandària de mà estàndar, definida per $LM_{ref} = 20 \text{ cm}$ i $AM_{ref} = 8 \text{ cm}$, i es realitzarà l'escalat dels valors d' $AFST$ en funció del producte $LM \cdot AM$

$$AFST(LM, AM) = AFST(LM_{ref}, AM_{ref}) \cdot \frac{LM \cdot AM}{LM_{ref} \cdot AM_{ref}} . \quad (4.86)$$

4.4 Verificació

A continuació es presenten una sèrie d'apartats destinats a comprovar, en la mesura que siga possible, la validesa del model per estimar els esforços musculars durant

la realització d'agarrades estàtiques o de tasques dinàmiques, així com per predir les capacitats màximes d'agarrada.

4.4.1 Força màxima d'agarrada amb el dit índex i activitats musculars. Validació

4.4.1.1 Objectius

Un dels objectius perseguits pel model biomecànic proposat és l'estimació de forces màximes d'agarrada, la qual cosa permetrà avaluar distintes opcions quant a la forma d'agarrada d'una determinada eina manual durant la fase del seu disseny, per triar així el disseny òptim des d'aquest punt de vista. En aquest sentit, és especialment interessant el treball de Valero-Cuevas *et al* (1998), on es descriu un experiment en el qual es mesura la força màxima que el dit índex pot realitzar segons distintes direccions de l'espai per a una postura determinada, alhora que es registra l'activitat EMG de tots els músculs actuant sobre el dit índex. La simulació d'aquest experiment també servirà per validar el model en tant que permetrà comparar el comportament real dels distintes músculs amb les estimacions que proporciona el model biomecànic.

4.4.1.2 Descripció de l'experiment

A l'experiment hi participen 8 subjectes d'edat mitjana 27 anys i desviació estàndar 6 anys. Els subjectes realitzen força amb la falange distal del dit índex de les seues mans dominants, en cinc direccions (palmar, distal, lateral, dorsal i medial) de forma aleatoritzada (Fig. 4.27).

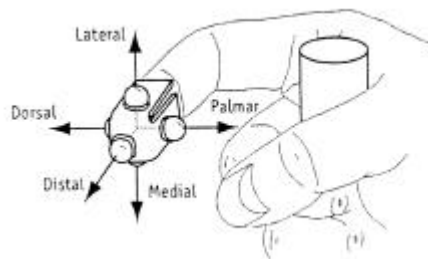


Figura 4.27: Esquemàtic de la postura durant l'experiment de Valero-Cuevas *et al* (1998), i direccions de força estudiades.

El dit es manté en posició estàtica durant l'experiment, amb l'avantbraç en posició horitzontal i la canella en posició neutra tant de flexió com de desviació lateral. La mà agarra un cilindre vertical mentre el dit índex es troba en un plànol horitzontal, no es recolza sobre el dit medial, i es manté amb una postura definida pels angles de flexió en les articulacions MCF i IFP de 45° i de 10° en la IFD, aproximadament. En aquesta postura les articulacions es troben lluny dels seus extrems de rang de moviment, fent que siguin les components actives de les forces

les que contribuïen principalment a la producció de força i no les forces passives musculars o les estructures articulars.

Sobre la falange distal es disposa un didal especial que disposa de 5 menudes boles de metall en les posicions corresponents amb les distintes orientacions en les que es realitza la força i que serveixen per assegurar que aquesta direcció s'exerceix dintre d'un con de 16° al voltant de la desitjada (Fig. 4.28).

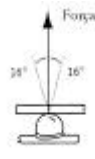


Figura 4.28: Detall d'una de les boles de metall del didal, prement la superfície de baix coeficient de fregament del dinamòmetre.

El valor de força màxima considerat a l'experiment correspon a l'amitjanament de 750ms centrats sobre el pic de força aconseguit. Els valors mitjans i les seues desviacions estàndar es presenten a la taula 4.6. Cal assenyalar la gran desviació de les mesures, sobretot per al cas de les direccions distal i medial. Aquesta dispersitat pot ésser deguda a diferències entre subjectes (res no se'n diu a l'article de les característiques antropomètriques dels participants a l'experiment, ni tampoc del sexe). Tal vegada hagués estat convenient haver normalitzat les forces per tractar d'evitar la influència del subjecte en les mesures.

Taula 4.6: Forces màximes voluntàries mesurades a l'experiment de Valero-Cuevas *et al* (1998)

	Força mitjana (N)	Desviació estàndar (N)
Palmar	27.9	4.1
Distal	24.3	8.3
Medial	22.9	7.8
Lateral	14.7	4.8
Dorsal	7.5	1.5

Durant l'experiment es registra també l'activitat muscular. Les senyals EMG obtingudes es normalitzen respecte del valor màxim d'activitat registrat per cada múscul en la postura estudiada, en una mesura separada on el subjecte realitza contraccions màximes voluntàries mentre l'investigador subjecta el dit en la postura analitzada. Els valors d'EMG mesurats per a cadascuna de les direccions, i normalitzats segons el procediment esmentat abans, es presenten a la figura 4.29. En cap de les postures s'observa saturació de cap múscul (nivell d'activitat 1), la qual cosa sembla un tant estrany, ja que aleshores caldria preguntar-se quin paràmetre (les pressions, per exemple) és el que està limitant l'esforç màxim si no ho està fent la capacitat muscular.

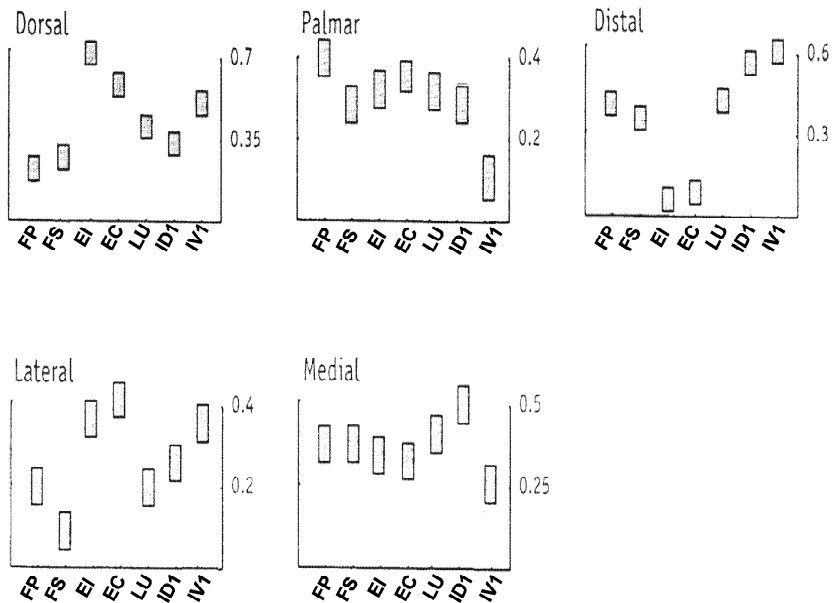


Figura 4.29: Nivells d'EMG mesurats a l'experiment de Valero-Cuevas *et al* (1998), normalitzats respecte de l'activitat màxima mesurada en cada múscul durant l'experiment de contracció màxima voluntària.

4.4.1.3 Simulació amb el model biomecànic

Aquest experiment ha estat simulat amb el model biomecànic, introduint la postura abans definida (0° d'abducció en l'articulació MCF, 45° de flexió en les articulacions MCF i IFP, i 10° en la IFD). Per a la simulació s'ha considerat una grandària de mà definida per una longitud de 200mm i una amplària de 80mm. Així mateix, s'ha considerat que el punt d'aplicació de la força es troba a un 75% de la longitud de la falange distal, excepte per a la direcció distal que es considera el 100%. A la taula 4.7 es mostren els braços de palanca (mm) estimats pel model per a la posició en estudi, on els valors positius corresponen a la flexió i a l'abducció, i els negatius a l'extensió i l'adducció.

Taula 4.7: Braços de palanca (mm) estimats pel model biomecànic per als distints graus de llibertat considerats. Ec = Tendó extensor central, Ebr = Banda extensora radial, Ebc = Banda extensora cubital, Et = Tendó extensor terminal

	FP	FS	ID1	LU1	EC+EI	IV1	Ec	Ebr	Ebc	Et
Flex. MCF	13.1	14.8	4.2	12.9	-10.1	4.1	-	-	-	-
Abd. MCF	-0.3	-1.5	10.1	10.1	-0.4	-10.2	-	-	-	-
Flexió IFP	11.8	10.4	-	-	-	-	-6.5	-0.4	1.2	-
Flexió IFD	4.7	-	-	-	-	-	-	-	-	-4.8

Els resultats de la simulació amb el model es reflexen a la taula 4.8, on es

mostra la força màxima estimada per a cadascuna de les direccions estudiades, i la combinació d'esforços musculars que la proporciona.

Taula 4.8: Forces (N) desenvolupades per cada múscul i força màxima estimada per a cadascuna de les direccions estudiades.

	FP	FS	ID1	LU1	EC+EI	IV1	Fmax
Dorsal	1.30	1.16	32.46	0.00	88.91	27.83	8.38
Palmar	108.93	93.05	66.64	0.00	70.36	46.19	35.05
Distal	1.30	54.41	97.37	9.99	0.00	99.19	38.11
Lateral	22.25	1.16	140.30	0.00	88.91	0.00	16.92
Medial	42.21	1.16	1.76	0.00	88.91	78.13	10.28

A la taula 4.9 es presenta la comparació de les forces mesurades a l'experiment del treball de Valero-Cuevas *et al* (1998) amb les estimades pel model. En aquesta taula es mostra la mitjana de les forces mesurades, la desviació estàndar i l'interval de valors per a la força corresponent a una confiabilitat del 95%. Com es pot observar, els valors estimats estan tots dintre dels límits d'aquest interval.

Taula 4.9: Comparació de les forces (N) màximes estimades amb el model i les mesurades a l'experiment

	F estimada (N)	F mesurada (N)		
		Mitjana	Desv. Est.	Interval 95%
Dorsal	8.38	7.5	1.5	[4.5 10.5]
Palmar	35.05	27.9	4.1	[19.7 36.1]
Distal	38.11	24.3	8.3	[7.7 40.9]
Lateral	16.92	14.7	4.8	[5.1 24.3]
Medial	10.28	22.9	7.8	[7.3 38.5]

Com ja s'ha assenyalat abans, les desviacions estàndar obtingudes de les dades de l'experiment de Valero-Cuevas *et al* (1998) són tan elevades que els intervals de confiabilitat són molt amples. La causa de la dispersitat de valors pot ser deguda en part a la distinta potència muscular entre els subjectes. Malhauradament, no es presenta cap tipus de dades antropomètriques ni cap paràmetre amb el qual es pugui tenir idea de la potència muscular dels subjectes participants a l'experiment. Res tampoc se'n diu de la repetibilitat de les mesures realitzades per a un subjecte determinat.

D'acord amb els valors mitjans de la taula 4.9, els valors de les forces per a les agarrades palmar i distal han estat sobreestimades pel model. Aquest fet pot ser degut a una sobreestimació en el càlcul dels braços de palanca de flexió, en haver considerat els tendons línies rectes en el seu pas per les articulacions.

En canvi, la força estimada per a la direcció medial estaria infraestimada, mentre que per a la direcció oposada (lateral) estaria acertada. Una possible explicació podria ser que en algun dels experiments hi estigueren actuant estructures passives tals com el lligament intermetacarpià, per exemple. En efecte, el rang de moviment d'abducció quan l'articulació MCF es troba flexionada 45° és molt limitat, mentre

que el d'adducció és major, la qual cosa explicaria el correcte funcionament del model en direcció lateral. Això no obstant, la desviació de les mesures obtingudes per aquesta direcció és molt elevada, de manera que el valor mitjà pot no ser massa fiable.

Les dades d'activitat muscular presentades al treball de Valero-Cuevas *et al* (1998) es troben normalitzades respecte del valor màxim registrat en cada múscul durant tot l'experiment. Per poder comparar les forces musculars estimades pel model biomecànic amb aquestos valors, s'han normalitzat respecte de la màxima força que pot exercir cada múscul per a la postura considerada. Aquestos valors es presenten a la taula 4.10.

Taula 4.10: Resultats normalitzats respecte de la capacitat individual d'exercir força de cada múscul.

	FP	FS	ID1	LU1	EC+EI	IV1
Dorsal	0.0	0.0	0.2	0.0	1.0	0.3
Palmar	1.0	1.0	0.5	0.0	0.8	0.5
Distal	0.0	0.6	0.7	1.0	0.0	1.0
Lateral	0.2	0.0	1.0	0.0	1.0	0.0
Medial	0.4	0.0	0.0	0.0	1.0	0.8

A la figura 4.30 es presenta la comparació de les activitats musculars mesurades i les estimades. Com ja s'ha esmentat abans, en cap de les direccions de força estudiades cap múscul se satura. Per poder comparar els nivells d'activitat mesurats amb els estimats, s'han sobreposat dues escales: la de l'estimació que va des de 0 a 1, i la de l'experiment que va des de 0 a l'activitat màxima per a la direcció considerada.

Segons s'aprecia a la figura 4.30, el patró de nivells d'activitat mesurat a l'experiment durant l'aplicació de força en les direccions palmar, dorsal i distal, es correspon bastant favorablement amb l'estimat pel model. Els músculs flexors FP i FS proporcionen la major part de la potència en direcció palmar, a la que també contribueixen els músculs intrínscs ID1 i IV1 en ser flexors de l'articulació MCF. El conjunt extensor EI+EC també mostra una activitat considerable en aquest cas, necessària per regular els parells de flexió entre les articulacions. Quan s'exerceix força en direcció distal el parell extern generat sobre l'articulació IFD és nul, i sobre la IFD és molt menut. Açò explica el patró de nivells d'activitat per a la direcció distal, que mostra com són els músculs intrínscs (flexors de l'articulació MCF) els que limiten la màxima força que es pot exercir en aquest cas. El conjunt extensor EI+EC mostra una molt baixa activitat, ja que en aquest cas els músculs FP i FS no han de treballar molt per contrarrestar el parell d'extensió extern, circumstància totalment oposada al que ocorria amb la generació de força en direcció palmar. Evidentment, la generació de força en direcció dorsal és realitzada gràcies a l'acció del conjunt extensor EI+EC, com mostra tant l'EMG com les estimacions del model. En aquest cas, la resta de músculs mostren una baixa activitat necessària per compensar els parells de flexió entre les distintes

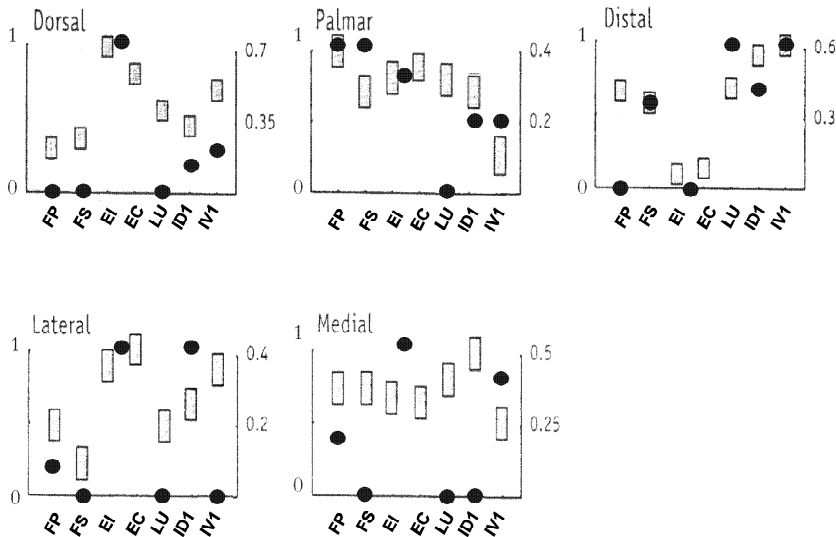


Figura 4.30: Comparació dels nivells d'activitat mesurats a l'experiment de Valero-Cuevas *et al* (1998) i els estimats amb el model. Els cercles negres corresponen a les estimacions del model. L'escala de l'esquerra correspon a les estimacions amb el model biomecànic, i la de la dreta a les mesures experimentals.

articulacions. Per a la simulació de l'esforç màxim voluntari en direcció lateral, el model no prediu la co-activació dels músculs ID1 i IV1 observada experimentalment (d'altra banda difícil d'explicar físicament la seua existència), com tampoc ho fa per a la direcció medial. El principal múscul per contrarrestar el parell extern d'adducció sobre l'articulació MCF és l'ID1. Atès que aquest múscul es tracta també d'un potent flexor de l'articulació MCF, el conjunt EI+EC es veu obligat a treballar per contrarrestar-lo. De fet, com demostra l'EMG i també l'estimació del model, és precisament el conjunt EI+EC qui limita la màxima força que es pot generar en direcció lateral. Els músculs flexors només treballen en aquest cas per compensar moments de flexió entre les articulacions. És sorprenent l'activitat muscular mesurada a l'experiment per a la direcció medial, on és l'ID1 el múscul que limita l'esforç màxim realitzable. El model no prediu el seu treball, com ja s'ha esmentat abans, sinó únicament el de l'IV1 que ha de contrarrestar el parell abductor extern, i que degut al seu braç de flexió fa treballar al conjunt extensor EI+EC. El comportament del múscul LU no ha estat correctament estimat pel model, si bé la seua menuda potència afecta poc a la força màxima estimada.

A l'experiment de Valero-Cuevas *et al* (1998) s'assegura que la direcció de la força s'exerceix dintre d'un con de 16° al voltant de la direcció desitjada. Per analitzar l'efecte de la possible desviació de la força dins d'aquest con, s'han estimat les forces màximes realitzables per a 4 punts extrems d'aquest con, equiseparats entre ells, a banda de la direcció ja calculada. A la taula 4.11 es presenten els valors de les desviacions de les forces màximes estimades per a cadascuna de les direccions estudiades. Els valors de desviació majors corresponen a l'aplicació de

força en direcció distal, la qual cosa es correspon també amb les majors desviacions mesurades en aquesta direcció a l'experiment. També són grans les desviacions obtingudes de les estimacions per a les direccions lateral i medial, igualment d'acord amb les desviacions mesurades a l'experiment.

Taula 4.11: Desviacions estàndar dels màxims esforços estimats per a 5 direccions distintes dintre d'un con de 16° al voltant de la direcció desitjada.

	Desviació Estàndar (N)
Dorsal	0.65
Palmar	0.63
Distal	5.47
Lateral	3.19
Medial	2.04

Quant a la influència de la variació de la direcció dins d'aquest con sobre l'activitat muscular dels distintes músculs, els resultats obtinguts queden reflectits a la figura 4.31. Els músculs que presenten major variació en la seua activitat muscular en variar la direcció de la força són els interossis, sobre tot l'ID1, juntament amb el LU, la qual cosa podria explicar la major dificultat per reproduir amb el model les dades experimentals obtingudes per a aquestos músculs.

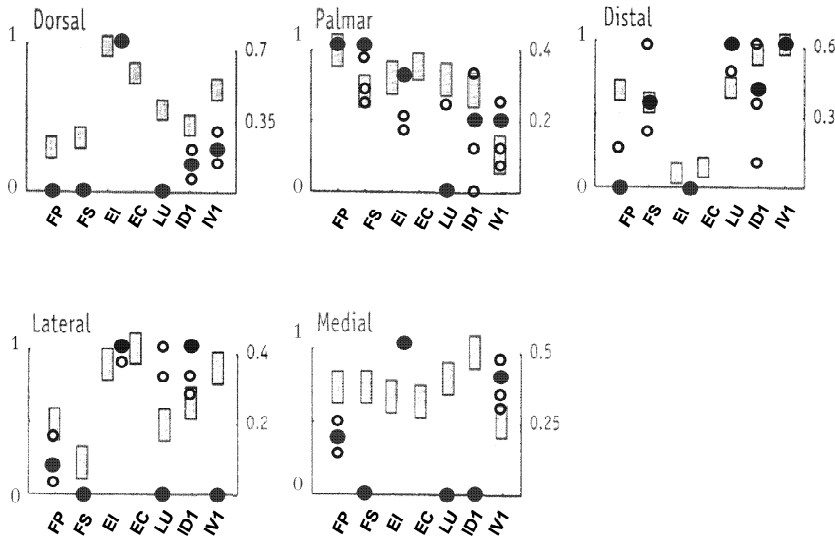


Figura 4.31: Variació en les activitats musculars estimades degudes a una variació de la direcció de la força exercida dins d'un con de 16° . Els cercles negres corresponen a l'estimació en les direccions de l'eix del con, i els cercles blancs a direccions extremes del con. L'escala de la dreta correspon a les estimacions amb el model biomecànic, i la de la dreta a les mesures experimentals.

4.4.2 Força màxima d'agarrada amb el dit polze i activitats musculars. Validació

4.4.2.1 Objectius

Especialment interessant per validar el model biomecànic corresponent al dit polze és el treball de Kaufman *et al* (1999). En aquest article es presenten els resultats d'un experiment *in-vivo* realitzat sobre aquest dit, en el qual els subjectes realitzen la màxima força voluntària en distintes direccions, i es mesura el seu valor, juntament amb l'activitat muscular involucrada. La simulació d'aquest experiment permetrà d'una banda validar el model biomecànic per predir màximes forces d'agarrada amb el polze, i d'altra banda assegurar amb bastant confiabilitat la correcta modelització dels distintes músculs que mouen el dit polze.

4.4.2.2 Descripció de l'experiment

A l'experiment hi participaren 5 subjectes, dos dones i tres homes, amb edats compreses entre 20 i 40 anys. Cap d'ells no havia patit mai cap malaltia de la mà ni tampoc cap enfermetat neurològica. Els treballs de tots els participants en l'experiment estaven relacionats amb tasques d'oficina, i en cap cas realitzaven altres activitats que requeriren d'elevada força a les mans.

Per a la realització de l'experiment el subjecte seu en una cadira. El dit polze es posiciona simulant l'*agarrada bidigital subterminolateral* (veure l'apartat 5.2) entre índex i polze (agarrada tipus *clau*), amb la superfície dorsal de la mà mirant cap a dalt, com mostra la figura 4.32. L'articulació IF del polze es fixa amb una làmina de metall en postura neutra de flexió i a nivell de l'articulació IF s'introdueix un anell metàl·lic ajustable que conté el sensor de força. En aquestes condicions, la mà del subjecte s'introdueix dins l'aparell de mesura de força, amb la mà i avantbraç fixats de forma segura sobre una superfície plana horitzontal, que pot ésser variada en alçada, alhora que el transductor pot moure's en dues direccions horitzontals, per tal que el subjecte pugui realitzar la força isomètrica de forma comfortable.

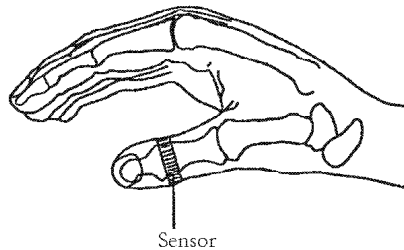


Figura 4.32: Postura del dit polze durant l'experiment de Kaufman *et al* (1999).

En aquestes condicions el subjecte realitza l'esforç màxim voluntari en 8 direc-

cions distintes espaiades uns 45° aproximadament, i corresponents a moviments d'adducció, flexió, abducció, extensió, i combinacions d'elles, realitzades en direcció horària i començant per la força en direcció vertical cap amunt, corresponent a l'adducció. En cada mesura el subjecte comença estant relaxat, i amb una senyal és avisat per tal d'exercir la màxima contracció en la direcció prèviament definida. Per aconseguir realitzar la força en la direcció desitjada en cada cas, el subjecte reb informació visual en un oscil·loscopi. Aquest nivell d'esforç màxim voluntari es manté durant 2 segons, a partir dels quals es deixa de recollir dades. Cadascuna de les direccions de força es mesura dues vegades, assegurant un període de repós mínim de 2 minuts entre les mesures, per evitar la fatiga. Els músculs per als quals es registra l'activitat EMG són: ACP, OP, FCP, ADP, FLP, ELP i ALP.

A la figura 4.33 es presenten els resultats de màxim esforç realitzat pels distintes subjectes per a les distintes direccions espacials. Aquestos valors es presenten normalitzats per a cada subjecte respecte del valor màxim de força aconseguit durant tot l'experiment per l'esmentat subjecte. En aquest sentit, es pot observar que és en direcció de flexió en la que tots els subjectes aconsegueixen realitzar un major esforç. Així mateix, s'observa una significativa dispersitat en els valors de força normalitzada mesurats entre els distintes subjectes per a les direccions d'adducció i abducció.

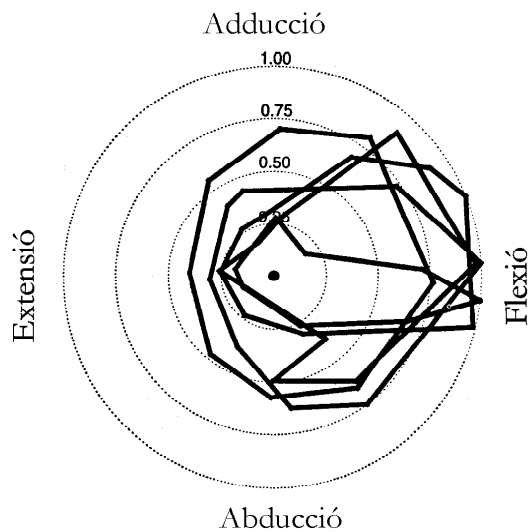


Figura 4.33: Força màxima voluntària mesurada a l'experiment de Kaufman *et al* (1999) per a les 8 direccions d'aplicació de força estudiades, normalitzada per a cada subjecte respecte del seu valor màxim aconseguit durant tot l'experiment.

A la figura 4.34 es presenten les senyals d'EMG mesurades durant l'experiment per als distintes subjectes, per a cada múscul i normalitzades respecte de l'activitat màxima mesurada en cada múscul durant tot l'experiment. Les activitats mus-

culars normalitzades per als diferents subjectes són, en general, similars, mostrant activitat cadascun dels músculs en les direccions de força esperades, d'acord amb la seua disposició anatòmica. Això no obstant, les activitats mesurades per al FLP i ELP presenten major dispersitat i comportaments un tant estranys en algun cas.

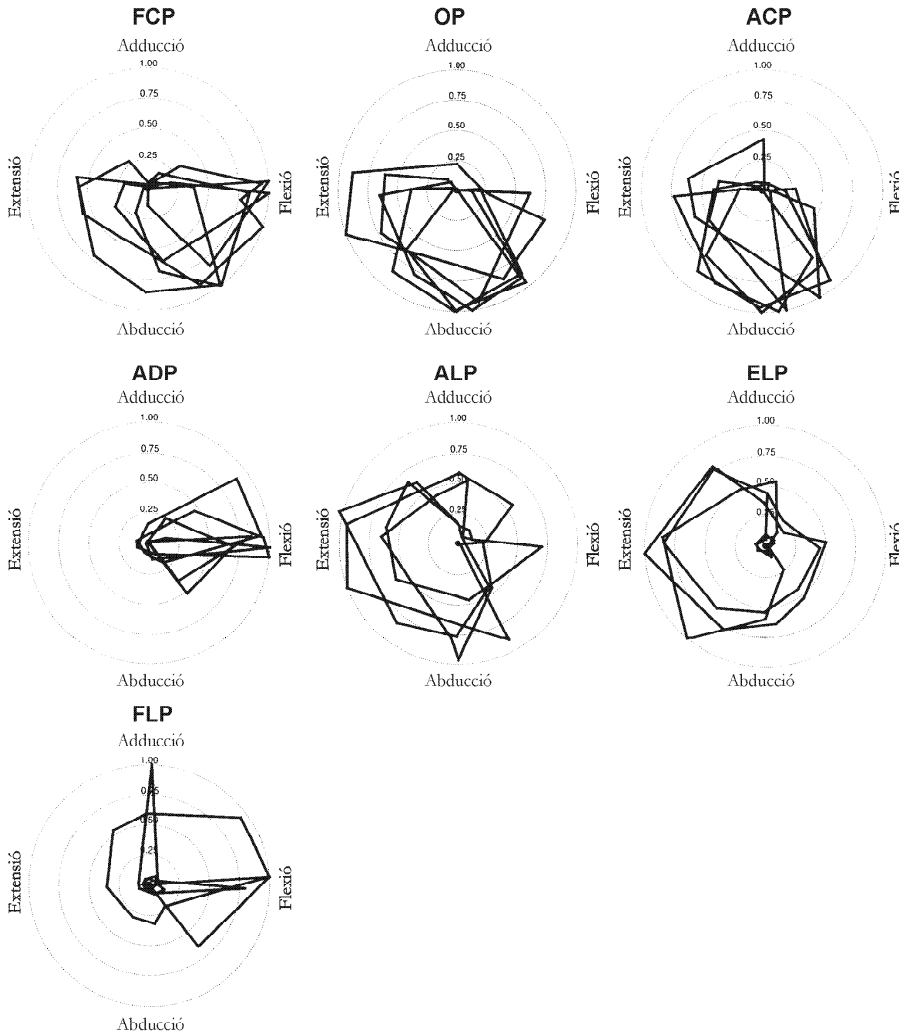


Figura 4.34: Activitat EMG registrada durant l'experiment del treball de Kaufman *et al* (1999) per a cadascun dels músculs per a les 8 direccions d'aplicació de força estudiades, normalitzades respecte del valor màxim registrat en cada múscul durant tot l'experiment.

4.4.2.3 Simulació amb el model biomecànic

Aquest experiment ha estat simulat amb el model biomecànic. Per a la seua simulació s'ha eliminat el balanç corresponent al grau de llibertat de flexió de l'articulació IF, en haver-se immobilitzat aquesta articulació amb una làmina metàl·lica. La postura considerada per a la simulació ve definida per abducció i flexió neutres sobre l'articulació MCC i abducció neutra i flexió de 30° sobre l'articulació MCF. La força externa s'ha considerat aplicada a nivell de l'articulació IF, i continguda en un plànol perpendicular a l'eix longitudinal de la falange proximal del polze. S'han estimat els esforços màxims realitzables per a les 8 direccions de força mesurades a l'experiment.

Les forces màximes estimades amb el model es presenten a la taula 4.12. Per poder comparar aquestos resultats amb les dades presentades al treball de Kaufman *et al* (1999), les forces obtingudes s'han normalitzat respecte de la força estimada per a la flexió (Fig. 4.35).

Taula 4.12: Forces estimades pel model en la simulació de l'experiment de Kaufman *et al*, 1998.

	Força estimada (N)
Flexió	62.37
Flexió-Adducció	34.21
Adducció	22.74
Adducció-extensió	27.36
Extensió	20.51
Extensió-abducció	13.05
Abducció	16.74
Abducció-flexió	34.21

La força màxima voluntària normalitzada estimada per a la direcció dorsal s'ajusta a les dades experimentals. Per a la força en la direcció d'adducció, on les dades experimentals presenten major dispersió que per a la direcció dorsal, el valor estimat amb el model està dintre del rang de valors mesurats a l'experiment. Per a la direcció d'abducció la força estimada està en el límit inferior de les mesures experimentals. En aquest últim cas, cal tenir en compte que per a la postura estudiada el rang de moviment sobre l'articulació MCF en el sentit d'adducció és pràcticament inexistent, amb la qual cosa, les superfícies articulars i els lligaments poden estar contribuint a exercir una major força. Per simular aquesta situació amb el model i estudiar així els seus efectes, s'ha estimat la màxima força realitzable en les direccions d'abducció i abducció combinada amb extensió i flexió, eliminant el balanç corresponent al grau de llibertat d'abducció de l'articulació MCF. Els resultats obtinguts amb aquesta consideració es presenten a la figura 4.36, on s'observa un creixement de la força estimada, tal i com era d'esperar.

Quant a l'activitat muscular estimada amb el model per a cadascuna de les direccions estudiades, els resultats es mostren a la figura 4.37. L'activitat muscular ha estat calculada com la relació entre la força estimada per a cada múscul i el

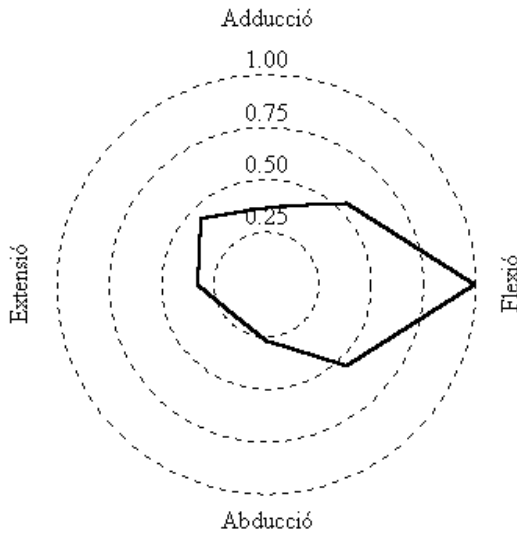


Figura 4.35: Força màxima voluntària normalitzada estimada pel model per a les distintes direccions d'aplicació de força durant la simulació de l'experiment de Kaufman *et al* (1999).

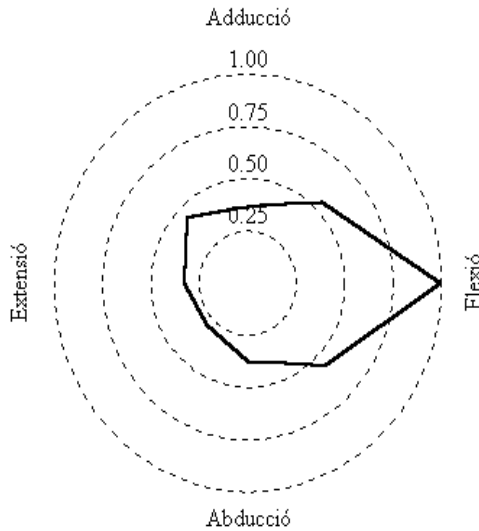


Figura 4.36: Força màxima voluntària normalitzada estimada pel model biomecànic, havent eliminat el balanç d'abducció sobre l'articulació MCF per a les direccions de força que inclouen abducció.

corresponent límit superior de força realitzable pel múscul, estimat amb el model per a la postura considerada. Els resultat mostrats en la figura corresponen a haver eliminat el balanç d'abducció per a les direccions de força que combinen abducció.

Els nivells d'activitat muscular estimats amb el model biomecànic mostren,

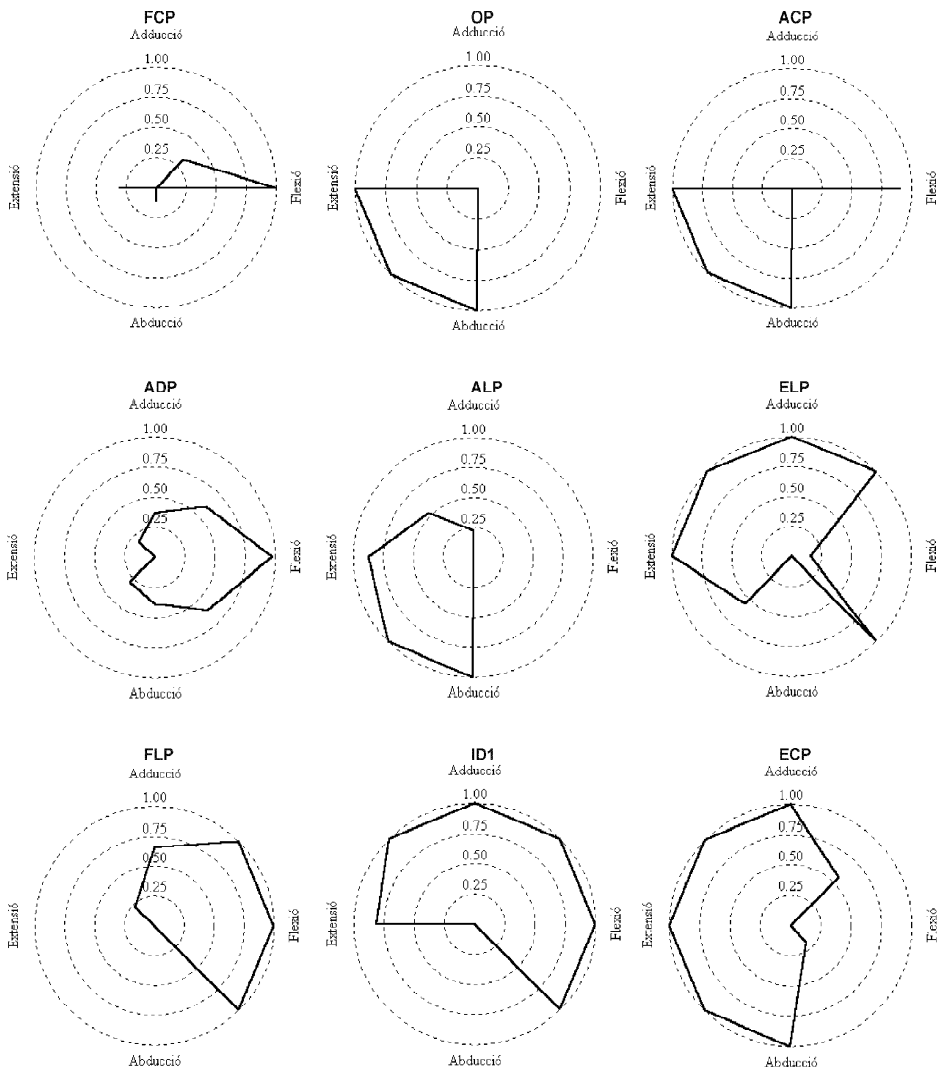


Figura 4.37: Activitat muscular estimada durant la simulació de l'experiment de Kaufman *et al* (1999) amb el model biomecànic, per a cadascun dels músculs en les distintes direccions d'aplicació de força, normalitzades respecte del límit superior de força de cada músculs per a la postura considerada.

de forma general, un correcte comportament respecte dels mesurats experimentalment. Així per exemple, l'ADP actua quasi únicament durant l'exercici de força en direcció de flexió, gràcies al seu potent braç de palanca de flexió sobre l'articulació MCC. Aquest mateix fet es tradueix en que, malgrat el seu nom, l'ADP només actue parcialment durant l'aplicació de força en la direcció d'adducció, ja que la seua actuació produeix una forta flexió alhora que adducció, necessitant de l'actuació dels extensors ECP i ELP per estabilitzar l'articulació, com s'aprecia a

la figura 4.35. El comportament estimat per a l'OP i l'ACP és similar, actuant durant l'aplicació de forces d'abducció i extensió. Açò està d'acord amb les dades experimentals, si bé l'activitat mesurada per a l'ACP en direcció d'extensió ha estat inferior a l'estimada amb el model. El model també prediu la seua actuació durant l'aplicació de força en la direcció de flexió, la qual cosa no s'observa experimentalment. Les dades experimentals mostren el major nivell d'activitat del FCP per a l'aplicació de força en direcció de flexió, la qual cosa també s'obté amb la simulació utilitzant el model biomecànic. Això no obstant, el model no reproduïx la seua actuació observada experimentalment durant l'aplicació de força en la direcció d'abducció. Els nivells d'activitat estimats per a l'ALP coincideixen perfectament amb els mesurats experimentalment, observant-se la seua predilecció en l'actuació durant la generació de força en direccions d'abducció i extensió, en ésser un potent abductor i extensor de l'articulació MCC del polze. Quant al FLP, malgrat la dispersió observada en les dades experimentals, sobretot quant al pic que mostra un subjecte durant l'aplicació de força en la direcció d'adducció, el nivell d'activitat estimat sembla correspondre bastant bé amb la resta de dades, mostrant el FLP el seu caràcter eminentment flexor. L'ELP presenta gran activitat durant l'aplicació de força en les direccions que inclouen extensió, segons les dades experimentals. Aquest mateix fet és reproduït amb el model, si bé el model també prediu màxima activació durant l'aplicació de força en direcció d'adducció, mentre que experimentalment només s'observa una activitat moderada-alta.

Al treball de Kaufman *et al* (1998) no es presenta el seguiment de l'activitat per als músculs ID1 i ECP. El model prediu un elevat nivell d'activació de l'ID1 durant l'aplicació de forces en totes les direccions a excepció de la d'abducció, direcció de la que és múscul antagonista. Quant a l'ECP, el model prediu gran activitat durant l'aplicació de forces extensió, però també per a l'abducció i adducció, per contrarrestar l'efecte flexor que tenen tots els músculs abductors i adductors. De fet, per al cas d'aplicació de força en direcció d'adducció, a la figura 4.34 cap dels músculs presentats mostra saturació, la qual cosa vol dir que almenys algun dels no representats (ID1 o ECP) ho ha d'estar, com acertadament reproduïx el model.

4.4.3 Simulació dinàmica de l'agarrada bidigital subterminal entre els dits índex i polze

L'acció més comuna durant la realització de tasques de precisió implica l'*agarrada bidigital subterminal* (veure l'apartat 5.2) entre els dits polze i índex, comunment coneguda com *pinçament* (Fig. 4.38), per la qual cosa és especialment interessant el seu estudi i, consegüentment, és essencial la seua simulació en el procés de validació de qualsevol model biomecànic de la mà.

En aquest sentit, s'han realitzat els experiments oportuns per tal de mesurar els paràmetres necessaris que permeten la simulació d'aquesta activitat amb el model biomecànic proposat.



Figura 4.38: Agarrada bidigital subterminolateral entre els dits índex i polze.

4.4.3.1 Descripció de l'experiment

El moviment que realitza el dit índex durant aquesta acció és bàsicament un moviment pla, en tractar-se principalment de la combinació de flexions de les seues articulacions, si bé també es pot observar una certa component d'adducció de l'articulació MCF durant la fase d'extensió. Tenint en compte aquesta consideració, s'ha utilitzat una càmera d'alta velocitat (Speedcam+) per registrar el moviment del dit índex, havent tingut la precaució de col·locar la càmera perpendicular al pla del moviment del dit. Per facilitar de muntatge, i davant la impossibilitat de descriure el moviment espacial del dit polze a partir de les imatges extretes d'una sola càmera, s'ha optat finalment per realitzar l'experiment involucrant únicament el dit índex, com es descriu a continuació. Per estudiar el comportament dels diferents músculs del dit polze durant aquest tipus d'agarrades s'ha considerat suficient el realitzar una anàlisi estàtica de forma separada, tenint en compte que el moviment del dit polze durant aquest tipus d'agarrada és molt limitat. La postura del polze en aquesta posició ha estat mesurada a partir d'imatges digitals, d'acord amb la tècnica fotogramètrica desenvolupada descrita a l'apartat 5.3.3 (Fig. 4.39).



Figura 4.39: Posició estàtica utilitzada per estudiar el comportament dels músculs del polze durant la simulació de l'agarrada bidigital subterminal polze-índex.

Per registrar la força exercida en el pinçament, s'ha utilitzat un aparell especialment dissenyat a tal efecte que permet variar l'amplària de la zona d'agarrada, possibilitant així la simulació de l'agarrada d'objectes de distinta grandària. Aquest aparell disposa d'una cèl·lula de càrrega, havent estat convenientment ca-

librat per mesurar la força de compressió exercida sobre la zona d'agarrada (Fig. 4.40).

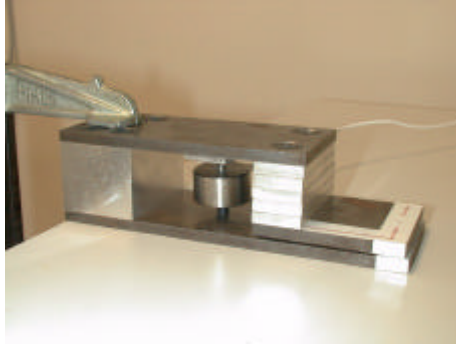


Figura 4.40: Aparell amb cèl.lula de càrrega, calibrat per mesurar la força de compressió exercida sobre la zona delimitada amb cinta adhesiva blanca.

Durant l'experiment, el subjecte manté l'avantbraç recolzat sobre una superfície plana horitzontal (Fig. 4.41), estant la canella en posició neutra de desviació lateral. La mà es recolza també sobre l'esmentada superfície, amb els dits recollits i relaxats, a excepció de l'índex, el qual es flexiona i extén repetidament, prement l'aparell per mesurar força en cada flexió, simulant el seu moviment durant l'agarrada bidigital subterminal.

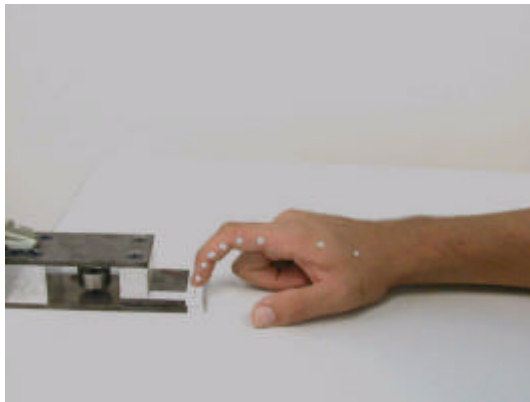


Figura 4.41: Posició de l'avantbraç, canella i mà durant la realització de l'experiment.

Sobre cadascun dels segments del dit índex es disposa dos marcadors alineats amb el seu eix longitudinal, de forma que l'angle entre les rectes que defineixen els marcadors de dos segments consecutius és l'angle de flexió de l'articulació corresponent. Especial atenció s'ha tingut amb l'elecció dels marcadors, ja que han de posseir el suficient contrast de forma que el software de la càmera d'alta velocitat siga capaç de realitzar el seu seguiment de forma automàtica durant el moviment, per obtenir posteriorment les seues coordenades bidimensionals. Després de realit-

zar una sèrie de proves amb distints marcadors, s'ha optat finalment per dibuixar un punt negre amb retolador sobre un cercle de pintura plàstica blanca (Fig. 4.42).

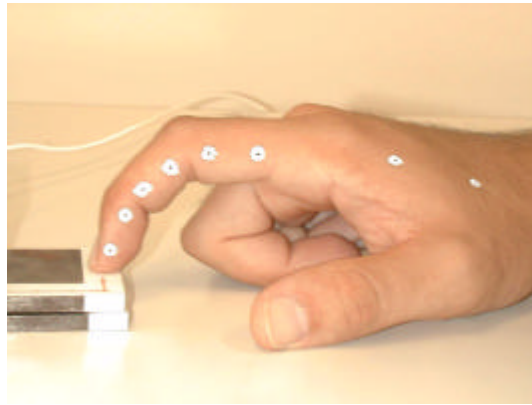


Figura 4.42: Detall dels marcadors utilitzats per definir els angles entre els segments consecutius.

L'enregistrament amb la càmera d'alta velocitat i amb l'aparell mesurador de força ha estat convenientment sincronitzat mitjançant la utilització d'una senyal TTL.

L'experiment s'ha realitzat amb dues freqüències distintes de repetició dels cicles de l'acció (extensió del dit, flexió, pressió sobre l'aparell mesurador de força), per tal d'analitzar la diferència de comportament muscular entre moviments lents i ràpids. La durada aproximada del cicle corresponent a moviment lent ha estat de 2 segons, mentre que la del moviment ràpid ha estat de 0.3 segons.

4.4.3.2 Resultats

A les figures 4.43-4.48 es presenten les corbes corresponents als angles mesurats per a les distintes articulacions, així com a les velocitats i acceleracions angulars per a les dos situacions estudiades. L'angle de la palma de la mà amb la horitzontal, constant durant la simulació, ha estat mesurat a partir de les imatges filmades amb la càmera d'alta velocitat, havent-se obtingut un valor de 24° . A les figures 4.43 i 4.44 s'observa la diferent execució del pinçament per al moviment lent i ràpid. El comportament de l'articulació MCF ha estat similar en els dos casos, però no així el de les articulacions IF, que han experimentat una extensió molt major en l'experiment lent. Cal assenyalar també la variació angular en l'articulació IFD ja durant la fase de pinçament en l'experiment ràpid, en contraposició al moviment lent, on la flexió d'aquesta articulació roman més o menys constant. Les acceleracions angulars mesurades han estat òbviament majors en el cas del moviment ràpid.

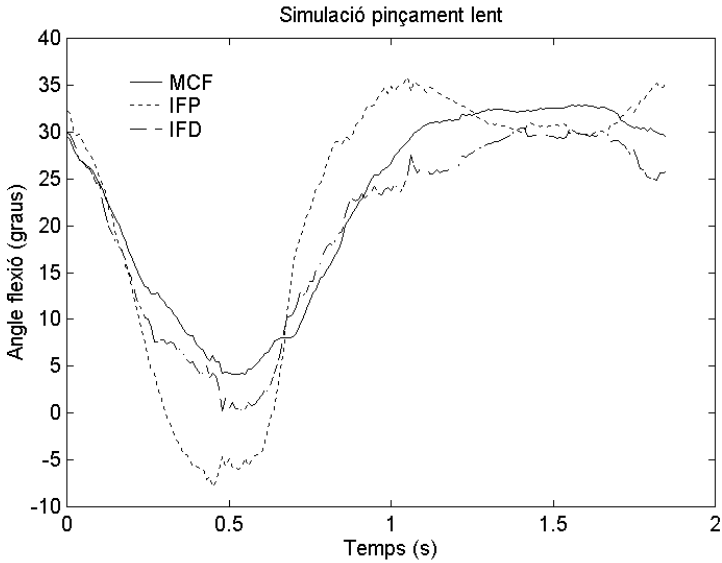


Figura 4.43: Evolució dels angles de flexió a les distintes articulacions mesurats a l'experiment de pinçament lent.

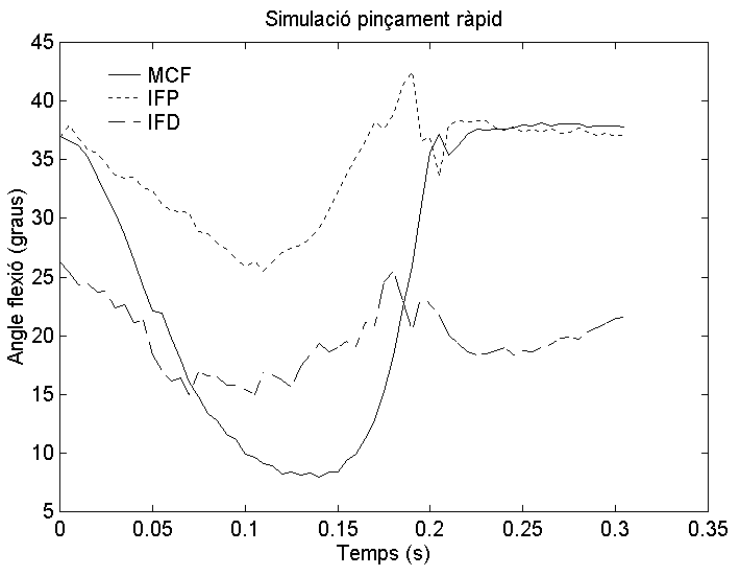


Figura 4.44: Evolució dels angles de flexió a les distintes articulacions mesurats a l'experiment de pinçament ràpid.

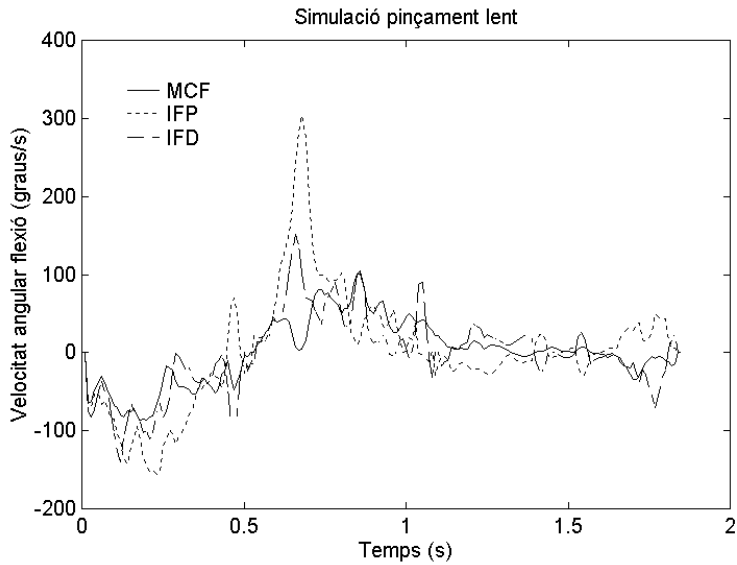


Figura 4.45: Velocitats angulars de flexió a les distintes articulacions mesurats a l'experiment de pinçament lent.

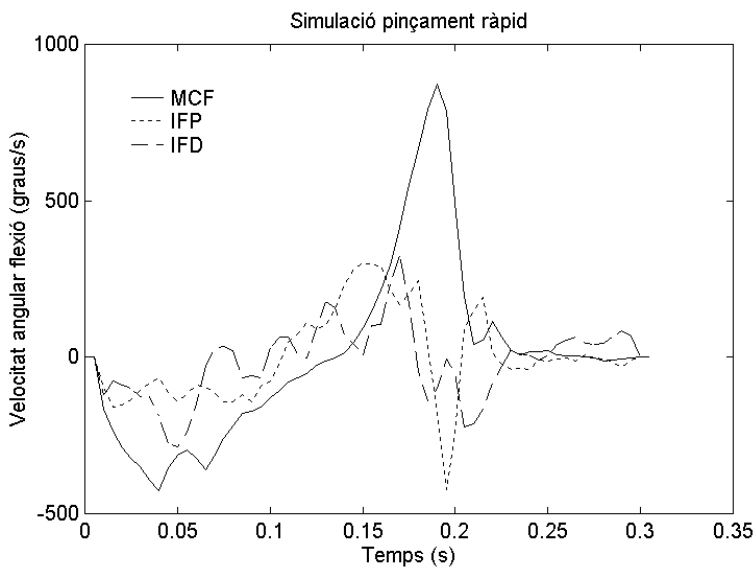


Figura 4.46: Velocitats angulars de flexió a les distintes articulacions mesurats a l'experiment de pinçament ràpid.

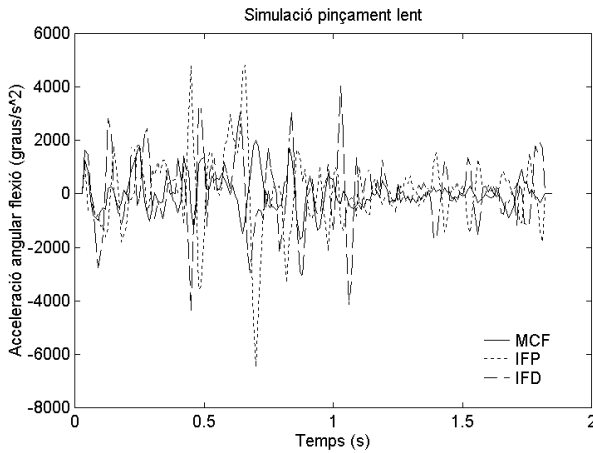


Figura 4.47: Acceleracions angulars de flexió a les distintes articulacions mesurats a l'experiment de pinçament lent.

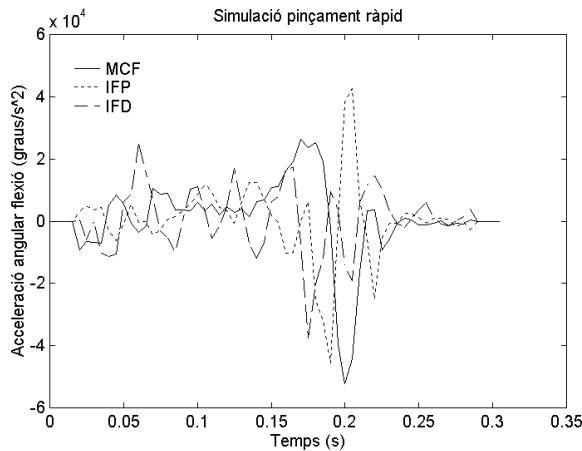


Figura 4.48: Acceleracions angulars de flexió a les distintes articulacions mesurats a l'experiment de pinçament ràpid.

A les figures 4.49 i 4.50 es presenta la força mesurada per l'aparell instrumentat (F) i la seua descomposició segons les direccions longitudinal (F_y) i dorsal (F_x) respecte de la falange distal del dit índex. S'observa clarament la forma de campana de la força mesurada durant el pinçament, corresponent a l'interval de disminució de força a la preparació per elevar el dit, extenent-lo, començant un nou cicle. Cal assenyalar el valor significativament menor de força mesurat per al pinçament ràpid.

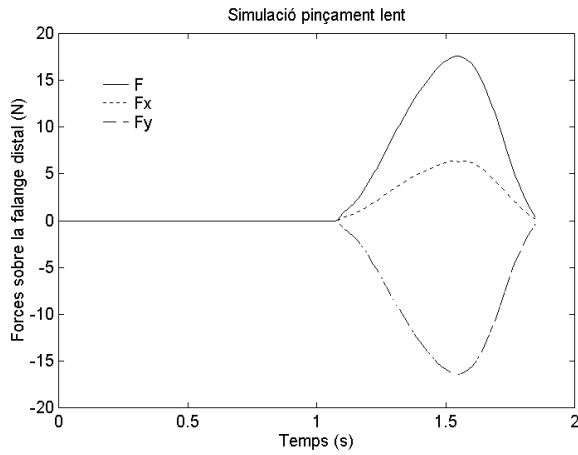


Figura 4.49: Evolució de la força durant l'experiment de pinçament lent.

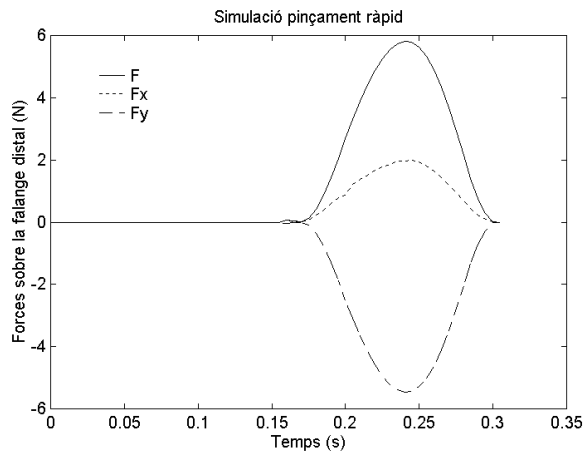


Figura 4.50: Evolució de la força durant l'experiment de pinçament ràpid.

La taula 4.13 reflexa els angles mesurats a partir d'imatges digitals sobre el dit polze (Fig. 4.39), i que defineixen la seua postura durant l'agarrada estudiada.

Taula 4.13: Angles mesurats per al polze durant l'agarrada subterminolateral, utilitzant la tècnica fotogramètrica presentada a l'apartat 5.3.3.

flexió MCC	15°
abducció MCC	20°
flexió MCF	10°
abducció MCF	10°
flexió IF	0°

4.4.3.3 Simulació amb el model biomecànic

El comportament dinàmic del dit índex durant l'experiment de pinçament dinàmic ha estat simulat mitjançant la introducció al model biomecànic de les dades reflexades a les figures 4.43-4.50. Per a la simulació s'ha considerat una grandària de mà definida per una longitud de 200mm i una amplària de 80mm. Els resultats obtinguts de la simulació es presenten a les figures 4.51-4.58, i seran analitzats a continuació, comparant-los amb les dades disponibles a la literatura sobre aquest tipus d'accions.

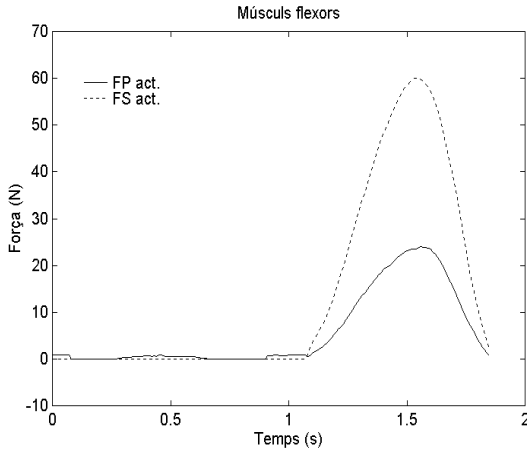


Figura 4.51: Components actives de les forces estimades als flexors durant la simulació de l'experiment de pinçament lent.

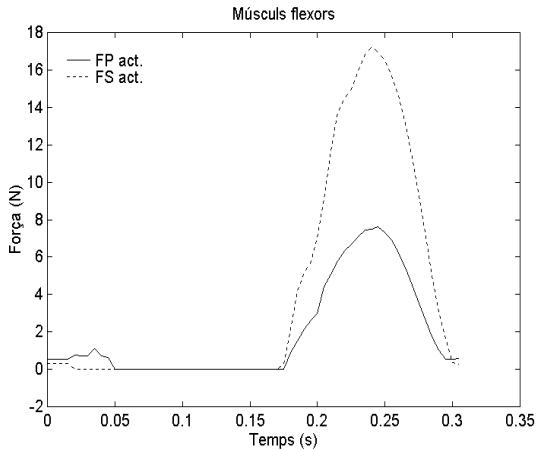


Figura 4.52: Components actives de les forces estimades als flexors durant la simulació de l'experiment de pinçament ràpid.

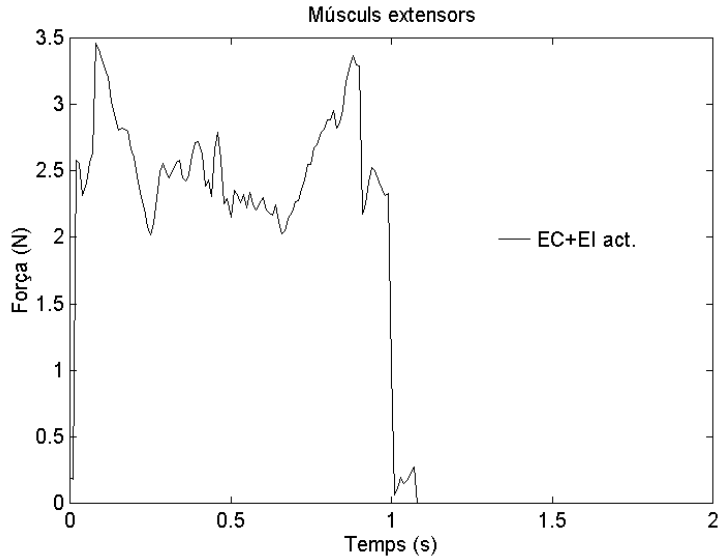


Figura 4.53: Components actives de les forces estimades als extensors durant la simulació de l'experiment de pinçament lent.

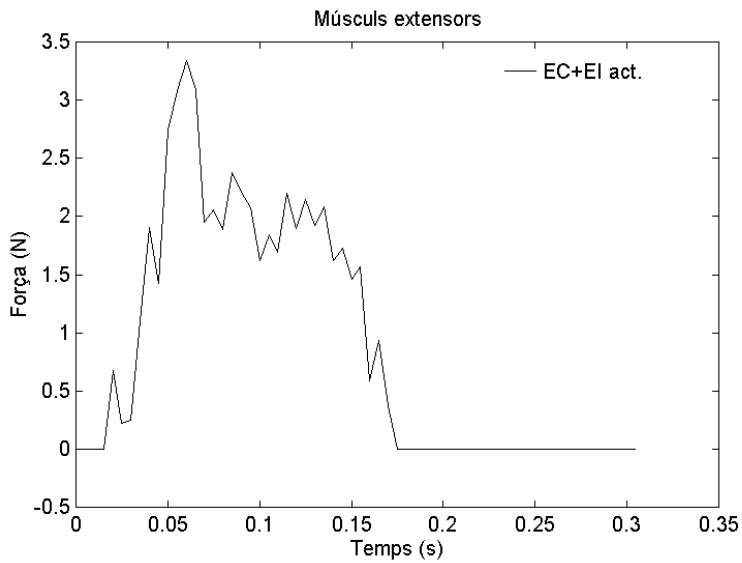


Figura 4.54: Components actives de les forces estimades als extensors durant la simulació de l'experiment de pinçament ràpid.

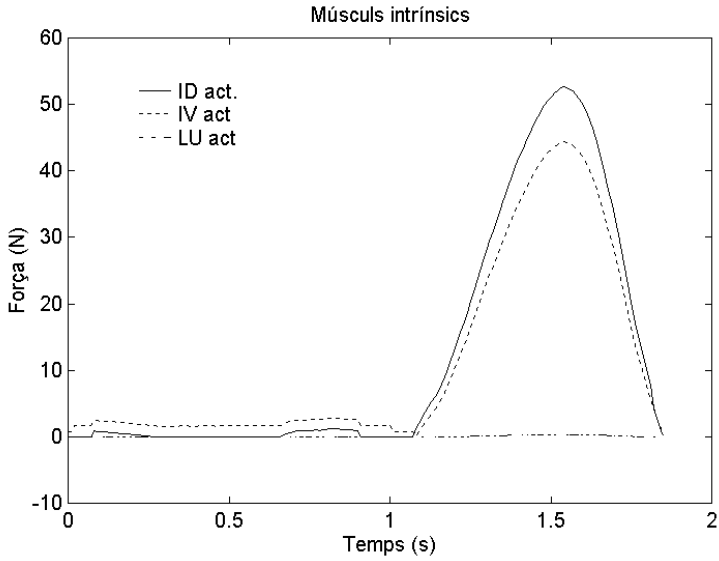


Figura 4.55: Components actives de les forces estimades als intrínsecs durant la simulació de l'experiment de pinçament lent.

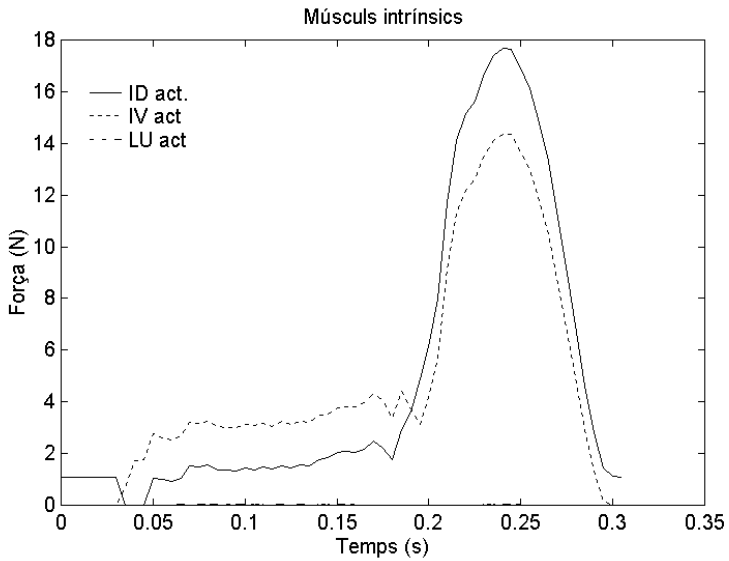


Figura 4.56: Components actives de les forces estimades als intrínsecs durant la simulació de l'experiment de pinçament ràpid.

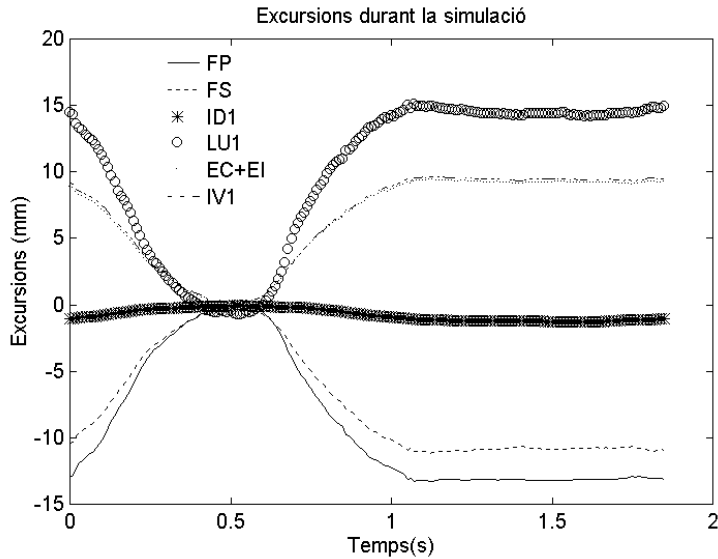


Figura 4.57: Excursions estimades pel model durant la simulació de l'experiment de pinçament lent.

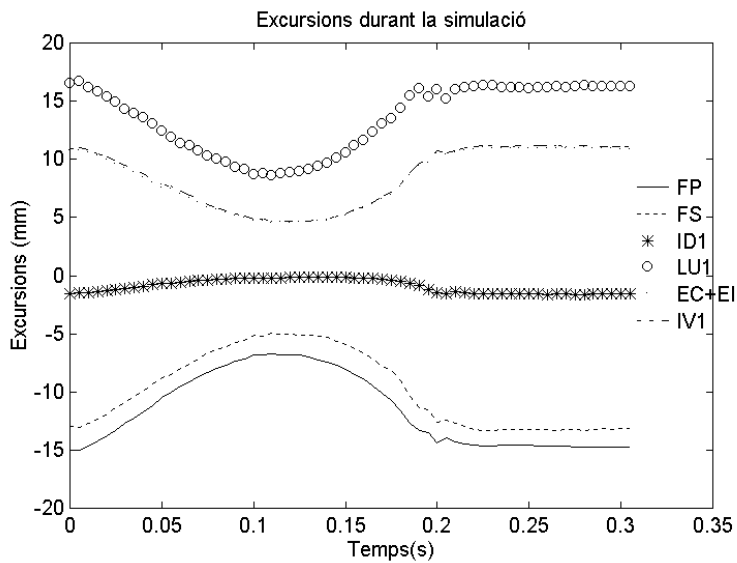


Figura 4.58: Excursions estimades pel model durant la simulació de l'experiment de pinçament ràpid.

Les figures 4.57 i 4.58 mostren les excursions calculades amb el model biomecànic durant l'acció simulada. Com es pot apreciar, els valors estimats són raonables en estar dintre del rang d'excursions mesurades al treball d'An *et al* (1983). Els valors positius corresponen amb un increment en la longitud del recorregut del tendó sobre el dit índex respecte de la postura de referència. Així, els flexors experimenten un disminució del seu recorregut en flexionar les articulacions del dit índex, mentre que l'extensor té un comportament totalment oposat. També es pot apreciar com les variacions en les excursions han estat menors durant el pinçament ràpid, degut a la menor extensió aconseguida per les articulacions IF del dit.

Per tal d'analitzar els resultats obtinguts per als esforços musculars, és convenient distingir almenys tres fases durant la simulació: Moviment lliure d'extensió, moviment lliure de flexió i moviment amb força externa. Aquesta darrera fase podria descomposar-se en dues, una primera corresponent a l'increment de força de pinçament, i una segona on disminueix, preparant-se el dit per enlairar-se. Les accions dels distints músculs varien en funció de la fase que s'analitzi, com es veurà tot seguit.

Pel que respecta al comportament de l'extensor, es pot apreciar a la figura 4.53 com el conjunt EI-EC, com era d'esperar, participa de forma clara durant la fase d'extensió lliure de les articulacions, disminuint la seua magnitud durant el període de deceleració d'aquesta fase. La força sobre aquest conjunt augmenta de forma considerable durant la fase final del moviment lliure de flexió, corresponent a la deceleració de la flexió de les articulacions. Aquest resultat està d'acord amb les dades electromiogràfiques del treball de Long (1968). En aquest treball s'interpreta el comportament de l'extensor com un fre durant el moviment de flexió lliure. A la mateixa gràfica s'aprecia com disminueix bruscament l'acció de l'EC en aparèixer la força externa.

Els resultats obtinguts per als flexors es presenten a les figures 4.51 i 4.52, on les magnituds estimades no són comparables entre totes dues gràfiques, degut a la diferència en la força de pinçament exercida en cada cas. Segons les dades electromiogràfiques del treball de Long (1968) el flexor superficial no mostra cap activitat durant el moviment lliure de flexió del dit índex. Aquest fet concorda perfectament amb els resultats obtinguts de la simulació, ja que durant l'interval de temps corresponent a la flexió lliure la força estimada per al FS és nul·la. El seu comportament és distint en aparèixer la força sobre l'índex, que ha de contrarrestar. En efecte, durant la fase de pinçament la forma de la corba de la força estimada per al FS s'assembla a la de la força externa que ha de contrarrestar. El flexor profund mostra un comportament similar al del flexor superficial, amb qui actua de forma conjunta durant la fase de pinçament. Aquesta predicció està d'acord amb les dades per a l'acció de pinçament del treball de Long *et al* (1970), on s'assenyala el paper que el FS realitza per tal d'ajudar al FP a proporcionar agarrades més potents i ràpides. Segons les estimacions obtingudes, el FP també actuaria només molt lleugerament durant la fase de deceleració del moviment lliure d'extensió, la qual cosa està d'acord amb les observacions del treball de Darling *et al* (1994), que assenyala que durant els seus registres d'EMG només es varen observar lleugeres activitats dels flexors durant moviments ràpids, de forma que el

frenat del moviment d'extensió es realitza bàsicament per acció de forces passives viscoelàstiques, juntament amb l'acció de la gravetat.

El comportament dels interossis és similar al dels flexors. Les figures 4.55 i 4.56 reflexen els resultats obtinguts per als músculs LU, IV i ID durant la simulació. El model estima una lleugera intervenció de l'IV durant el moviment lliure, tant de flexió com d'extensió, ajudant al conjunt EC-EI, i consegüentment, l>ID també mostra activitat, més menuda encara, per tal de compensar l'efecte adductor de l'IV. En aquest cas, les observacions electromiogràfiques del treball de Long (1968) assenyalen una baixa activitat dels intrínsecs durant els moviments d'extensió lliure de totes les articulacions allhora, sobre tot en moviments ràpids, però cap activitat durant la fase de flexió lliure. Al treball de Long (1968) s'assenyala que l'acció del LU és necessària per aconseguir l'extensió completa del dit, la qual cosa tampoc és predita pels resultats obtinguts del model biomecànic. Quant a les estimacions dels esforços en els intrínsecs durant la fase de pinçament, concorden amb les dades electromiogràfiques del treball de Long *et al* (1970), el qual assenyala que si bé la força de pinçament la proporcionen majorment els músculs extrínsecs (FP i FS), els interossis també contribueixen gràcies al seu efecte de flexió sobre l'articulació MCF.

Quant al polze, i com ja s'ha esmentat abans, per estudiar el comportament dels seus músculs durant aquest tipus d'agarrada s'ha considerat suficient la simulació de l'acció de pinçament estàtica. La postura del polze en aquesta posició ha estat mesurada a partir d'imatges digitals, i està reflexada per les dades de la taula 4.13. Per a la simulació s'ha considerat una força de pinçament de 10N aplicada a sobre la falange distal del dit polze, a una distància de l'articulació IF del 80% de la longitud de la falange distal i amb una direcció aproximada de 45° respecte de l'eix longitudinal d'aquesta falange.

La taula 4.14 reflexa els resultats obtinguts de la simulació. Aquestes estimacions estan d'acord amb les observacions electromiogràfiques del treball de Cooney *et al* (1985), segons les quals durant aquest tipus d'agarrada els músculs que mostren major activitat muscular són el FLP, ADP i OP. La major part de la força de compressió es deu a l'acció del múscul extrínsec FLP [Long *et al*, 1970], mentre que la resta de músculs actuen per tal de mantenir la postura. El major moment d'extensió produït per la força de premsió sobre les articulacions MCF i MCC, amb relació a la IF, degut a la major distància a què es troben aquestes articulacions, és compensat principalment pels músculs ADP (flexor de les articulacions MCF i MCC), i OP (flexor de l'articulació MCC).

Taula 4.14: Estimacions dels esforços musculars al polze durant la simulació de l'agarrada bidigital subterminal

	ACP	FCP	OP	ADP	ID1	ALP	ECP	FLP	ELP
Força (N) activa	6.20	5.20	10.39	14.87	0	3.25	0	31.52	0
Força (N) total	6.20	5.20	10.39	14.87	0.51	5.10	0.72	33.13	1.16

4.4.4 Simulació dinàmica de l'agarrada bidigital subterminal entre els dits polze i índex

Les agarrades de precisió entre els dits polze i índex per excel·lència són l'agarrada bidigital subterminal analitzada a l'apartat anterior, i l'*agarrada subterminalolateral* (veure l'apartat 5.2) que serà analitzada en aquest apartat. Aquesta agarrada és coneguda comunment com agarrada *tipus clau*, perquè és l'emprada per subjectar una clau mentre s'obri un pany. En aquest apartat s'analitzarà el comportament muscular involucrat durant aquesta agarrada, per tal de comparar amb les observacions EMG reportades a la literatura, com un pas més de la validació del model biomecànic. Amb tal finalitat es presenta a continuació la descripció de l'experiment realitzat per utilitzar-lo en la simulació d'aquesta agarrada.

4.4.4.1 Descripció de l'experiment

Durant la realització d'accions que involucren aquesta agarrada (Fig. 4.59) el dit polze passa d'estar en extensió a flexionar-se fins recolzar la polpa de la falange distal sobre la cara lateral del dit índex, aproximadament a l'alçada de la falange medial. Durant aquesta agarrada el dit índex roman lleugerament flexionat i sense experimentar cap moviment significatiu. És per això que l'experiment proposat per tal de mesurar els paràmetres necessaris per a la simulació d'aquesta tasca només involucra el moviment del polze. A més, com els moviments que realitza el dit polze durant aquesta acció són bàsicament moviments de flexió de les seues articulacions, s'ha considerat suficient la utilització d'una càmera d'alta velocitat (Speedcam +) per tal de registrar aquestos moviments, convenientment situada perpendicular al plànol del moviment del dit polze. A continuació es descriu aquest experiment.

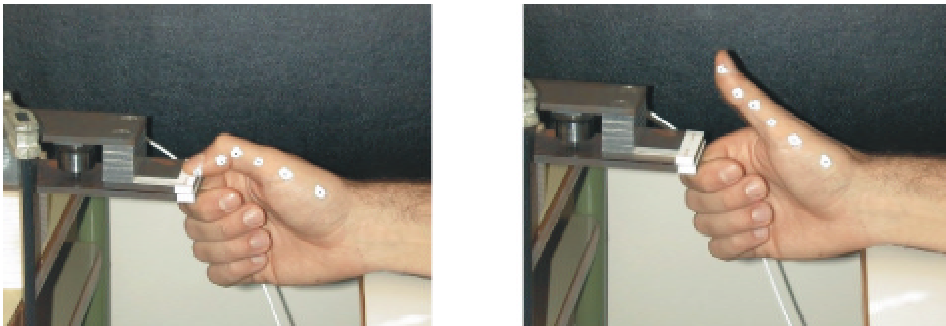


Figura 4.59: Posicions extremes de la simulació dinàmica de l'agarrada bidigital subterminalolateral índex-polze.

Durant l'experiment, el subjecte manté l'avantbraç recolzat sobre una superfície plana horitzontal (Fig. 4.59), estant la canella en posició neutra de flexió i desviació radial. En aquesta situació els dits polze i índex subjecten entre ells les plaques de l'aparell mostrat en la figura utilitzant la postura de l'agarrada en estudi. Aquest aparell disposa d'una cèl·lula de càrrega que permet registrar la força

desenvolupada entre els dits índex i polze. En aquesta situació el subjecte extén i flexiona repetidament el dit polze entre les posicions extremes mostrades a la figura 4.59, simulant l'agarrada dinàmica en estudi.

Durant l'experiment es mesura el moviment del dit polze i la força d'agarrada exercida. Per mesurar el moviment del dit, sobre cadascun dels segments del polze es disposa dos marcadors alineats amb el seu eix longitudinal, de forma que l'angle entre les rectes que defineixen els marcadors de dos segments consecutius proporciona l'angle de flexió de l'articulació corresponent. Els marcadors utilitzats han estat punts negres dibuixats amb retolador sobre cercles de pintura plàstica blanca, la qual cosa s'ha comprovat que proporciona el suficient contrast perquè el software de la càmera d'alta velocitat siga capaç de realitzar el seu seguiment de forma automàtica durant el moviment, per obtenir posteriorment les coordenades bidimensionals. L'enregistrament amb la càmera d'alta velocitat i amb l'aparell mesurador de força ha estat convenientment sincronitzat mitjançant la utilització d'una senyal TTL.

4.4.4.2 Resultats

La figura 4.61 mostra els angles de flexió mesurats durant l'experiment, corresponents a un cicle sencer; el cicle comença amb el dit polze en extensió, a continuació el dit va flexionant-se fins entrar en contacte amb l'aparell mesurador de força, i finalment s'extén fins arribar a la posició inicial. Així mateix, la figura 4.60 mostra la força F registrada durant l'experiment i la seua descomposició segons el SC associat a la falange distal del polze. Cal assenyalar que l'articulació MCF del polze augmenta la seua flexió durant l'aproximació del polze al dit índex, arribant al seu valor màxim de flexió quan entra en contacte la falange distal amb l'aparell mesurador de força, però que a partir d'aquest moment experimenta una disminució notable de la seua flexió amb l'augment de força exercida sobre l'aparell.

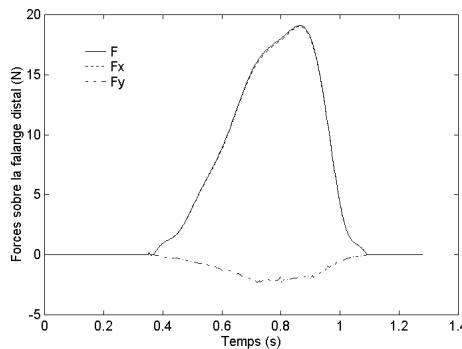


Figura 4.60: Evolució de la força mesurada F sobre la falange distal del polze durant l'experiment de simulació de l'agarrada subterminolateral, i la seua descomposició segons el SC associat a aquesta falange.

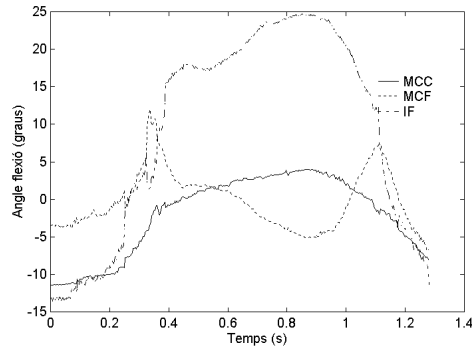


Figura 4.61: Evolució dels angles de flexió mesurats a l'experiment de simulació dinàmica de l'agarrada bidigital subterminolateral.

4.4.4.3 Simulació amb el model biomecànic

Aquestes dades han estat introduïdes al model biomecànic per a la simulació d'aquesta acció. Les figures 4.62 i 4.63 mostren els resultats obtinguts. Les observacions EMG reportades a la literatura assenyalen el complex comportament muscular del dit polze, quant a la simultaneïtat d'acció muscular que presenten. Al treball de Johanson *et al* (1996) s'assenyala que són els músculs FLP, FCP, ADP i ID1 els que mostren major correlació en el seu nivell d'activitat amb la força externa aplicada durant la fase de pinçament de l'agarrada subterminolateral índex-polze, però que també treballen activament els músculs ALP, ACP, ELP i OP. Al treball de Cooney *et al* (1985) s'assenyala l'activació dels músculs flexors i abductors principalment durant aquesta agarrada. Les estimacions del model corroboren el treball simultani de quasi tots els músculs durant l'agarrada. A la figura 4.63.a es pot apreciar com, d'acord amb les observacions EMG descrites, el model estima que és el FLP el múscul que proporciona la major part de la potència de prensió durant aquest tipus d'agarrada, ajudat pel FCP. A més, com l'ADP és un fort flexor de l'articulació MCC, i en menor grau ho és també de la MCF, el model també prediu el seu treball actiu durant aquesta agarrada (Fig. 4.62.b) per compensar el moment extensor en aquestes articulacions que és major que en l'articulació IF, degut a la major distància a la força externa aplicada. Però l'ADP és també un fort adductor d'aquestes articulacions, de forma que els músculs abductors es veuen obligats també a treballar per estabilitzar lateralment les articulacions (Fig. 4.62.a), la qual cosa també concorda amb les dades EMG experimentals. Això no obstant el model no aconsegueix predir cap activació per a l'OP, com era d'esperar d'acord amb les observacions EMG.

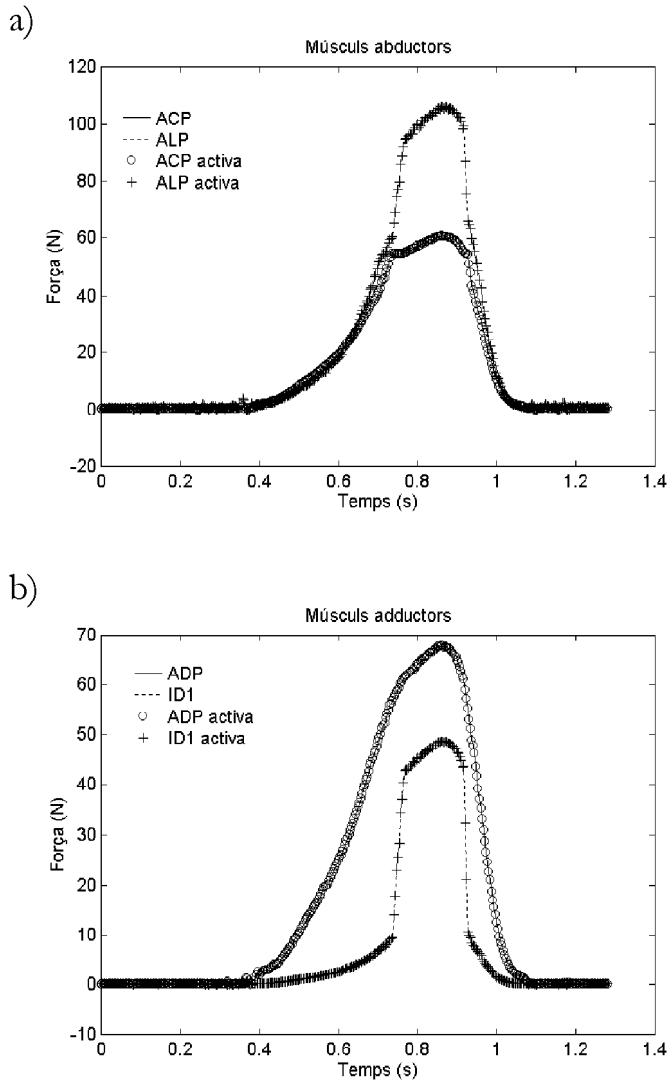


Figura 4.62: Resultats de la simulació dinàmica de l'agarrada bidigital subterminolateral polze-índex: a) Forces estimades als abductors; b) Forces estimades als adductors.

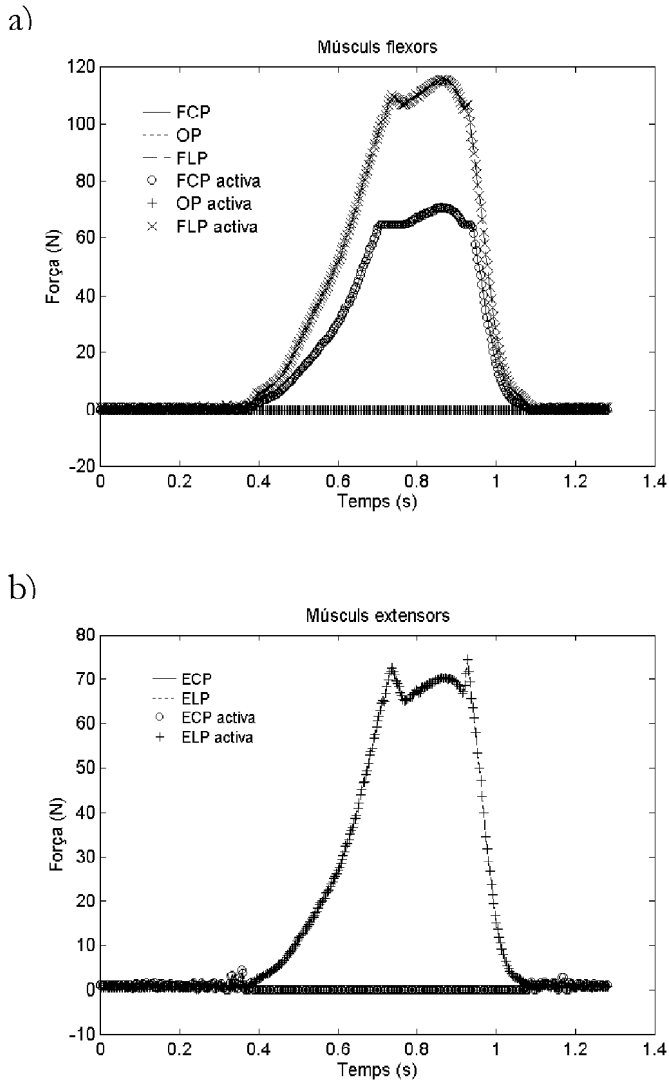


Figura 4.63: Resultats de la simulació dinàmica de l'agarrada bidigital subterminolateral polze-índex: a) Forces estimades als flexors; b) Forces estimades als extensors.

4.4.5 Simulació dinàmica de moviments d'abducció-adducció del dit índex

En les simulacions dinàmiques presentades fins aquest punt no intervenen en cap moment els moviments d'abducció-adducció de l'articulació MCF dit índex. Per tal de validar el model en aquest sentit, s'estudiaran distintes situacions i accions. D'una banda es començarà estudiant *moviments lliures* d'abducció-adducció de l'articulació MCF del dit índex, per tal d'estudiar la importància de la modelització dels lligaments sobre aquesta articulació. I d'altra banda s'estudiarà el comportament durant la realització de moviments forçats, per a la qual cosa es realitzarà la simulació dinàmica de la *rotació d'un disc*.

4.4.5.1 Moviments lliures d'abducció-adducció

Per estudiar el comportament muscular durant l'execució de moviments lliures d'abducció-adducció s'ha simulat l'acció de fer girar un disc un angle de 30° en sentit horari, utilitzant els dits índex i polze (Fig. 4.64), però sense considerar cap força externa aplicada sobre el dit índex (a excepció del pes propi dels segments ossis). Els angles, velocitats i acceleracions angulars que defineixen aquest moviment han estat estimats a partir de la mesura de les postures inicial i final del moviment, obtingudes amb ajuda de la tècnica fotogramètrica presentada a l'apartat 5.3.3.

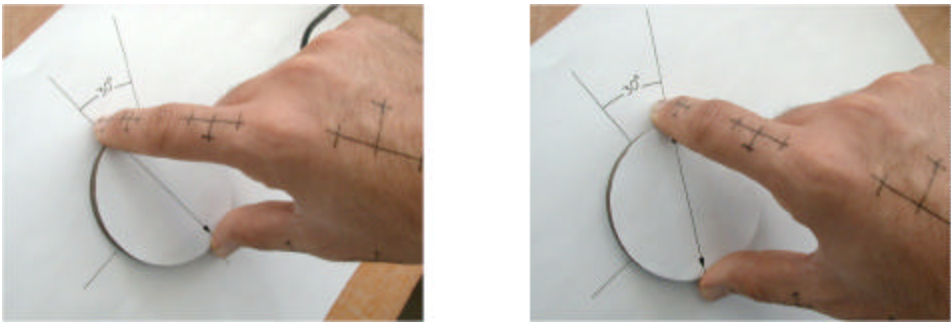


Figura 4.64: Rotació d'un disc utilitzada per simular moviments d'abducció-adducció de l'articulació MCF del dit índex.

La simulació d'aquesta acció ha estat realitzada suposant la canella en posició neutra de flexió i desviació radial, però amb l'avantbraç flexionat de forma que la palma de la mà forma un angle de 40° amb l'horitzontal. Els angles utilitzats per a les articulacions del dit índex durant aquest moviment es presenten a la figura 4.65, juntament amb les velocitats i acceleracions angulars derivades.

Aquestes dades han estat introduïdes al model biomecànic per a la seua simulació. S'ha realitzat una primera anàlisi sense la consideració de lligaments sobre l'articulació MCF. Les figures 4.66.a, 4.66.b i 4.66.c presenten els resultats obtinguts. A la figura 4.66.c es pot observar com el model no prediu activació alguna de l'TV durant la fase inicial del moviment d'adducció, i estimant només una lleugera

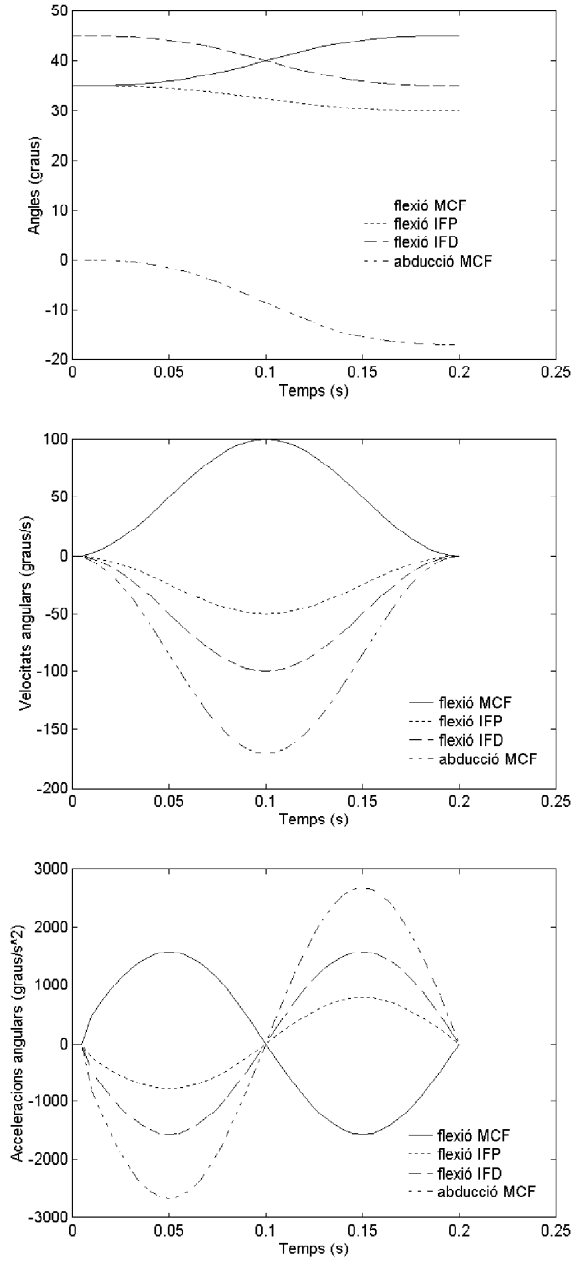


Figura 4.65: Angles, velocitats angulars i acceleracions angulars estimats per a la simulació de la rotació d'un disc un angle de 30° en sentit horari.

força en aquest múscul durant la fase final del moviment d'adducció. Açò, evidentment, està en contra de les observacions EMG reportades a la literatura [Long *et al*, 1970], segons les quals durant aquest tipus de moviment és l'IV el múscul que mostra major activitat. L'explicació més factible d'aquest fet és el no haver considerat l'acció dels lligaments laterals sobre l'articulació MCF, ja que el lligament radial es tensiona durant els moviments d'adducció degut al seu estirament, generant així un moment d'abducció que ha de ser contrarestat per l'IV. Efectivament, la simulació de la mateixa acció, però tenint en compte la modelització dels lligaments, corrobora aquesta hipòtesi. Els resultats d'aquesta simulació es presenten a les figures 4.67.a, 4.67.b i 4.67.c. La figura 4.67.c mostra com l'IV ha de treballar activament per véncer el moment abductor generat pel lligament lateral radial, el qual augmenta a mesura que augmenta el grau d'adducció. Queda així provada la importància de la modelització dels lligaments sobre l'articulació MCF per tal d'aconseguir reproduir el comportament muscular durant la realització de moviments lliures d'abducció-adducció de l'articulació MCF.

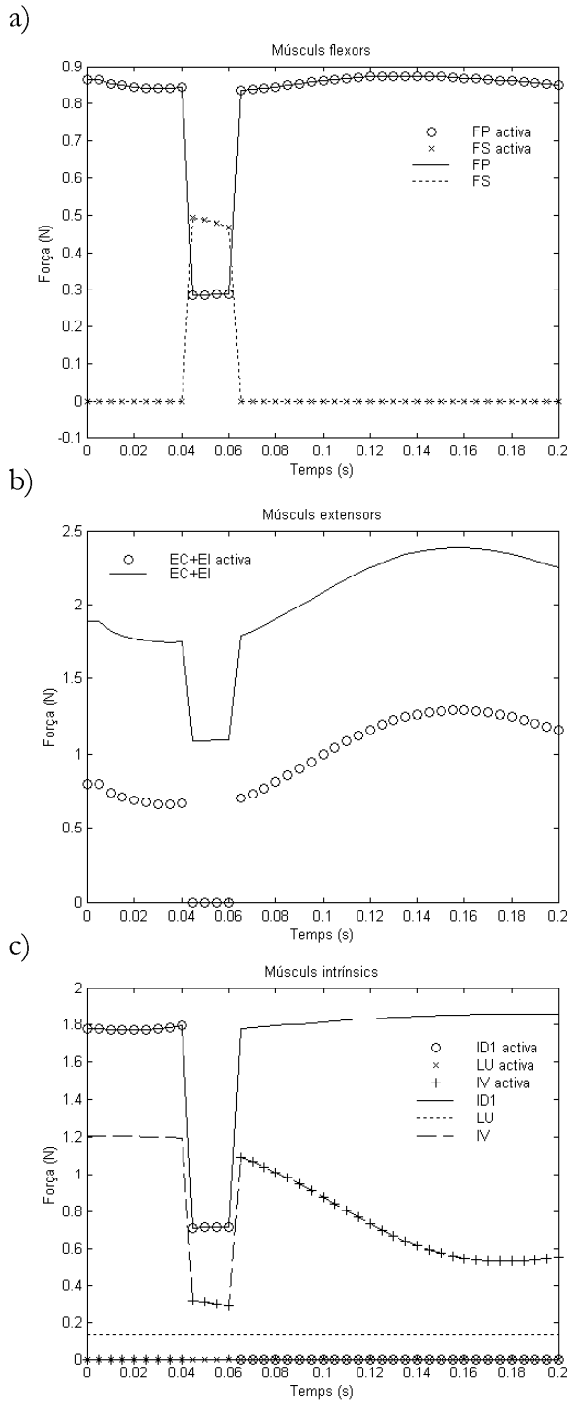


Figura 4.66: Resultats de la simulació del moviment lliure d'adducció de l'articulació MCF del dit índex, sense considerar l'acció dels lligaments: a) Forces estimades als flexors; b) Forces estimades als extensors; c) forces estimades als intrínsecs.

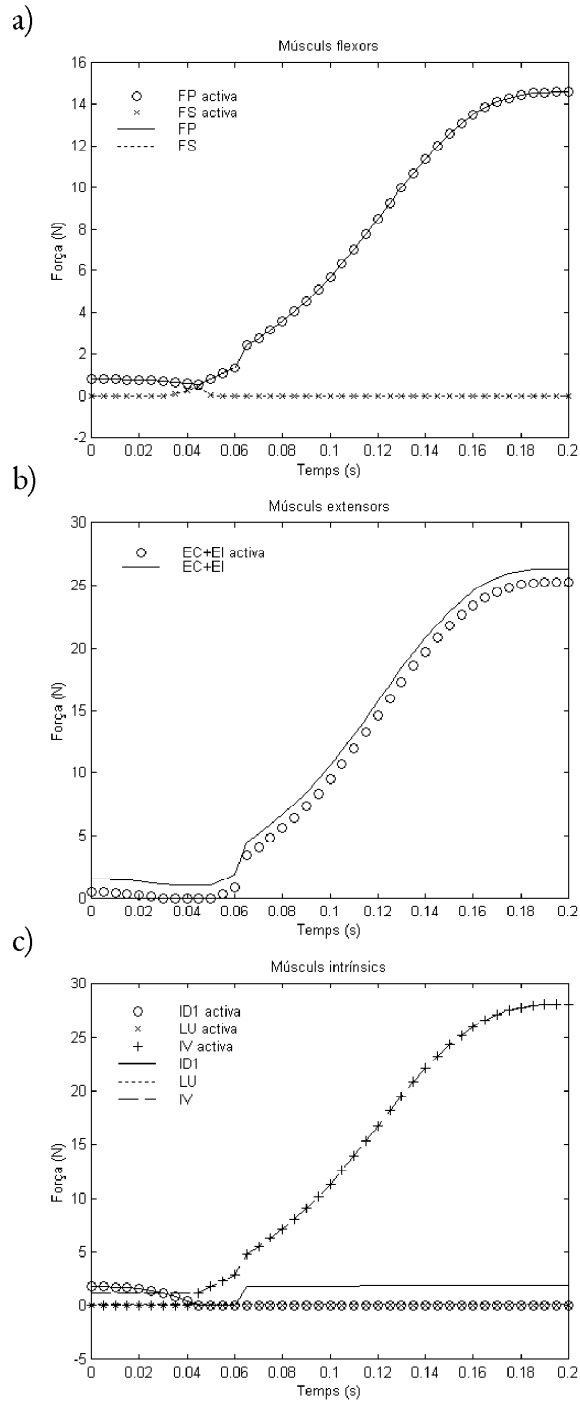


Figura 4.67: Resultats de la simulació del moviment lliure d'adducció de l'articulació MCF, considerant la modelització dels lligaments: a) Forces estimades als flexors; b) Forces estimades als extensors; c) Forces estimades als intrínsecs

4.4.5.2 Simulació de la rotació d'un disc

Per estudiar el comportament muscular del dit índex durant l'execució de moviments d'abducció-adducció sota l'efecte de forces externes, s'ha simulat l'acció de fer girar un disc 30° en sentit horari amb els dits índex i polze (Fig. 4.64). La simulació d'aquesta acció ha estat realitzada suposant la canella en posició neutra de flexió i desviació radial, però amb l'avantbraç flexionat de forma que la palma de la mà forma un angle de 40° amb l'horitzontal. Les dades d'angles, velocitats i acceleracions angulars que defineixen aquest moviment han estat estimades a partir de la mesura de les postures inicial i final del moviment, i són les mateixes utilitzades a l'apartat anterior i representades a la figura 4.65. La força de contacte entre el disc i el dit índex també ha estat estimada, suposant una força normal de 6N i un coeficient de fregament entre el dit i el disc de 0.3. La figura 4.68 presenta les components de la força segons el SC associat a la falange distal del dit índex.

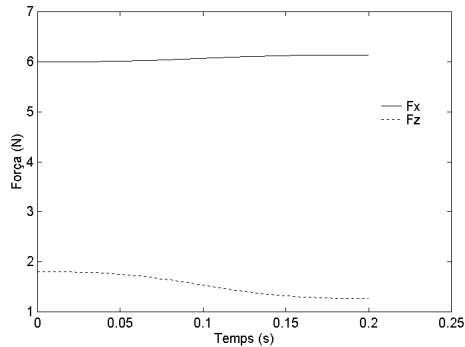


Figura 4.68: Forces de contactes entre el dit índex i el disc durant la simulació de la rotació del disc.

Totes aquestes dades han estat introduïdes al model biomecànic per a la seua simulació. S'han realitzat dues anàlisis, una sense considerar els lligaments sobre l'articulació MCF i l'altra considerant la seua modelització, per comprovar si el seu efecte és significatiu durant l'execució de moviments forçats, com ho era durant l'execució de moviments lliures. Les figures 4.69.a, 4.69.b i 4.69.c presenten els resultats obtinguts per a la simulació sense considerar lligaments, i les figures 4.70.a, 4.70.b i 4.70.c considerant-los. Com es pot apreciar a les figures, les diferències en l'estimació del comportament muscular són significatives. Els esforços de l'IV són subestimats si no es consideren els lligaments. La seua actuació en considerar l'acció dels lligaments es tradueix en el conseqüent treball dels extensors per tal de compensar el moment de flexió que genera sobre l'articulació MCF, i també afecta en menys mesura al comportament del FP, el qual augmenta la seua activitat per tal de compensar els moments de flexió-extensió entre les distintes articulacions, a causa del augment de força experimentat pel conjunt extensor. Quant al comportament dels flexors, cal assenyalar la diferència de comportament entre el moviment de rotació del disc simulat en aquest apartat i l'acció lliure

simulada a l'apartat anterior. Durant el moviment lliure el model només prediu el treball del FP (Fig. 4.67.a), la qual cosa està d'acord amb les observacions EMG de [Long, 1968], segons les quals el FS no mostra cap activitat durant la realització de moviments lliures. En canvi el FS ajuda al FP generant potència de pressió durant els moviments forçats (Fig. 4.70.a).

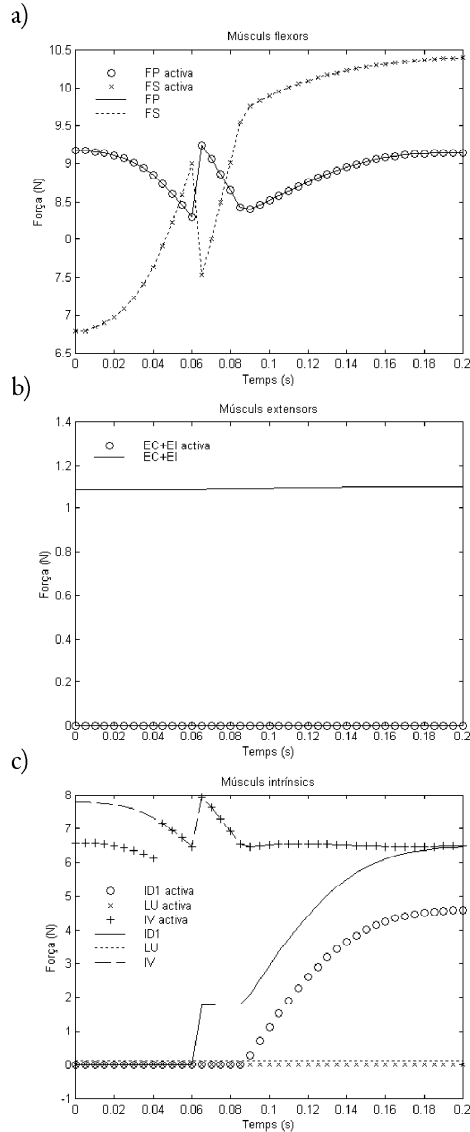


Figura 4.69: Resultats de la simulació de la rotació d'un disc, sense considerar l'acció dels lligaments sobre l'articulació MCF: a) Forces als flexors; b) Forces als extensors; c) Forces als intrínsecs.

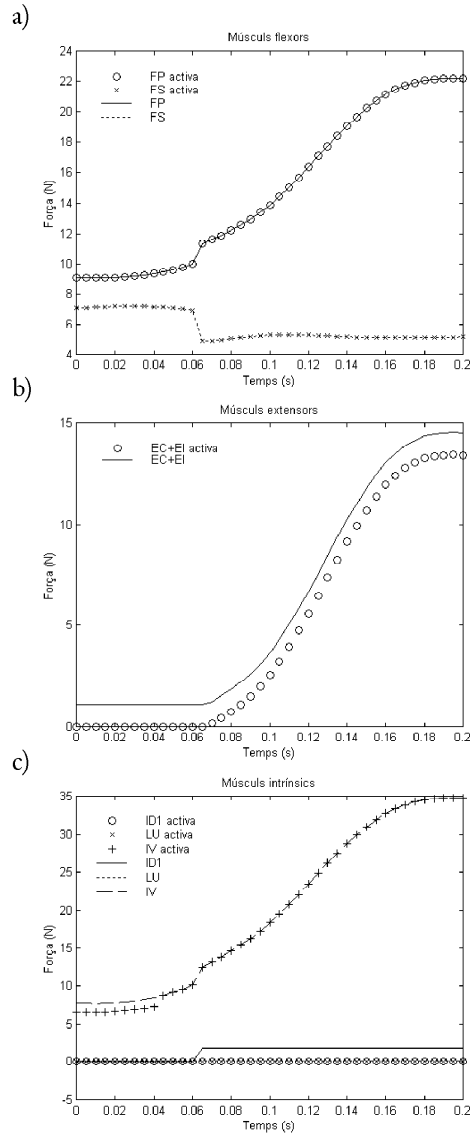


Figura 4.70: Resultats de la simulació de la rotació d'un disc, considerant l'acció dels lligaments sobre l'articulació MCF: a) Forces als flexors; b) Forces als extensors; c) Forces als intrínsecs.

4.4.6 Moviments lliures de flexió-extensió del dit índex

En aquest apartat es tractarà d'estudiar el comportament del model biomecànic davant la simulació de moviments del dit índex que no involucren cap acció externa sobre ell. Aquest tipus de moviments no són, però, els que més interessin des del punt de vista de l'aplicació del model biomecànic a l'avaluació d'eines manuals, ja que el comportament muscular és ben diferent quan existeixen esforços externs a quan no hi existeixen. Com ja s'ha posat de manifest en altres treballs [Esteki i Mansour, 1997], durant els moviments lliures juguen un paper fonamental tots aquells elements que generen esforços passius, com puguen ser els lligaments i tendons. La component passiva de força que aporten aquests elements és, tanmateix, menyspreable quan hi existeixen esforços externs a vèncer, com es el cas de l'estudi d'agarrades o de la manipulació d'objectes.

En aquest sentit, s'han realitzat una sèrie d'experiments per tal de mesurar els paràmetres necessaris per a la simulació d'aquests moviments. Com que el moviment que realitza el dit índex durant aquests moviments és també bàsicament pla, s'ha utilitzat una única càmera d'alta velocitat (Speedcam+) per registrar els seus moviments, sempre tenint la precaució de col·locar la càmera en un plànol perpendicular al plànol de moviment del dit índex.

Concretament s'han realitzat mesures de tres tipus diferents de moviments, a dos velocitats distintes d'execució del moviment: 1) Flexió de totes les articulacions alhora; 2) Flexió de les articulacions IF mentre s'intenta mantenir la flexió de l'articulació MCF; 3) Flexió de l'articulació MCF mentre s'intenta mantenir la flexió de totes dues articulacions IF.

La tècnica de mesura del moviment ha estat la mateixa que la presentada a l'apartat 4.4.3. Sobre el dit índex s'han disposat una sèrie de marcadors a partir dels quals es defineixen els angles de flexió en les articulacions. Els marcadors posseeixen el suficient contrast de forma que el software de la càmera és capaç de realitzar el seu seguiment i calcular-ne les coordenades bidimensionals a partir de les quals es realitza el càlcul d'angles, velocitats i acceleracions angulars.

Dos són els objectius bàsics d'aquesta simulació: D'una banda confirmar la coordinació observada en altres treballs [Harris i Rutledge, 1972; Buchner *et al*, 1988] entre les articulacions IFP i IFD durant la realització de moviments lliures, així com el fet que els moviments lents que realitza el dit índex sense estar sotmès a cap acció externa es realitzen en realitat com una sèrie de submoviments més ràpids [Darling *et al*, 1994]; d'altra banda, veure si el model és capaç de predir l'activació de músculs antagonistes durant la realització de moviments ràpids [Darling *et al*, 1994].

Cadascun dels moviments estudiats es tracta en els següents apartats de forma separada.

4.4.6.1 Moviments de flexió-extensió lliure de totes les articulacions alhora

A les figures 4.71.a i 4.71.b s'hi presenta l'evolució dels angles de flexió a les distintes articulacions del dit índex mesurades experimentalment durant la realització

de moviments de flexió-extensió no forçada de totes les articulacions alhora amb distinta velocitat d'execució dels moviments. Com es pot apreciar, l'enregistrament de dades corresponent al moviment lent només s'ha realitzat per a la flexió, partint de la postura d'extensió completa de totes les articulacions; l'enregistrament durant el moviment ràpid correspon a tot un cicle d'extensió-flexió, partint de la postura de flexió total, passant per l'extensió completa del dit, i tornant finalment a la configuració inicial de flexió. Les posicions angulars aconseguides han estat similars en tots dos casos, si bé el grau de flexió ha estat lleugerament menor quan els moviments s'han realitzat a major freqüència. S'ha confirmat una elevada correlació entre els angles de flexió de les articulacions IFP i IFD tant durant el moviment lent com durant el ràpid (0.994 i 0.968, respectivament), i també és alta la correlació entre la flexió de l'articulació MCF i l'articulació IFP en totes dues freqüències de moviment (0.936 i 0.929).

El cicle de flexió durant el moviment lent s'ha realitzat en un temps aproximat de 0.8 segons, mentre que durant el moviment ràpid ha estat d'uns 0.25. Les figures 4.71.c i 4.71.d corresponen a les velocitats angulars de flexió durant l'experiment lent i ràpid, respectivament; i les figures 4.71.e, 4.71.f corresponen a les acceleracions angulars de flexió. Com calia esperar, el moviment ràpid presenta un sol pic en les corbes de velocitat angular per a cada articulació en cadascuna de les fases del moviment (flexió o extensió), contràriament al que ocorre amb les corbes de velocitat durant el moviment lent, com ja ha estat observat en altres treballs [Darling *et al*, 1994]. Així doncs, els moviments lents es realitzen com un sèrie de submoviments més ràpids, la qual cosa implica que les corbes d'acceleracions angulars per al moviments ràpids siguen molt més suaus que les corresponents a moviments lents. Tant les velocitats com les acceleracions assolides han estat de l'ordre de quatre vegades majors durant el moviment ràpid.

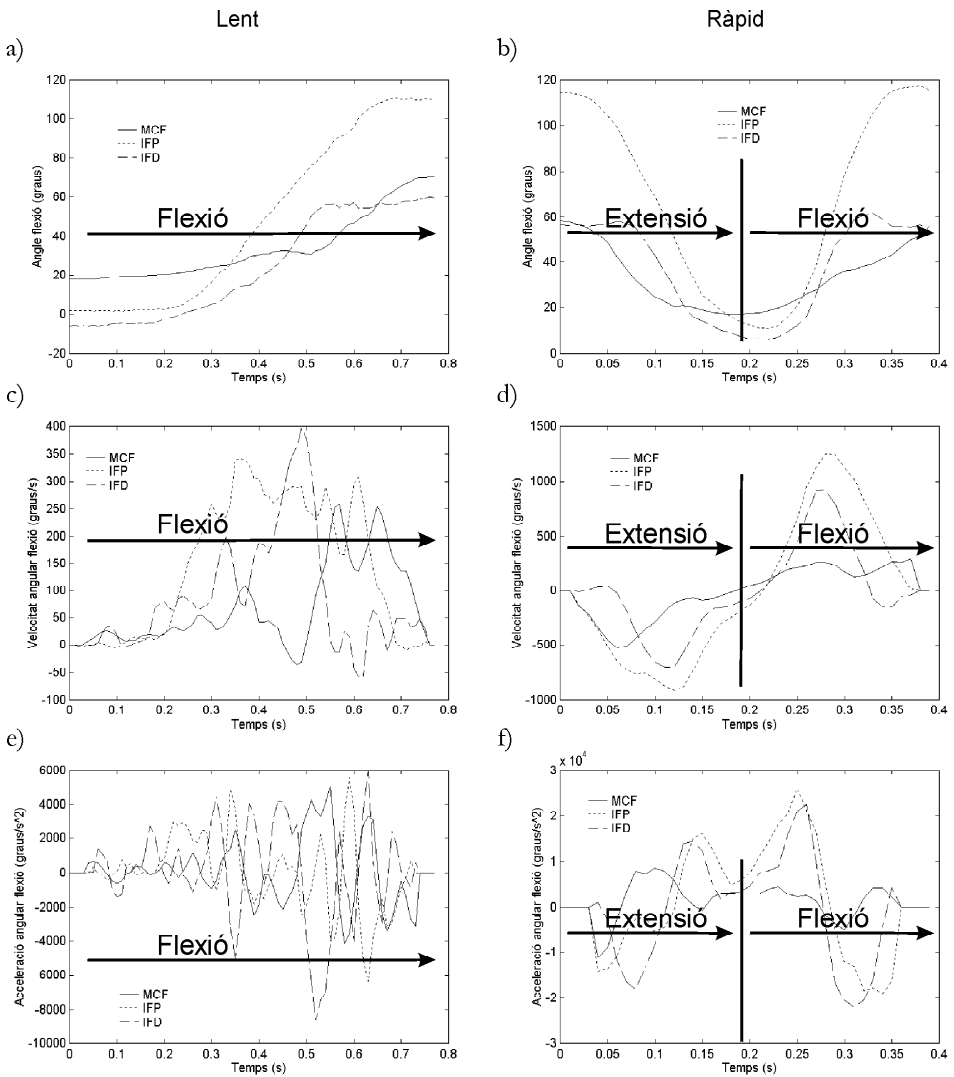


Figura 4.71: Evolució dels paràmetres mesurats als experiments de flexió de totes les articulacions ahora: a) Angles de flexió durant l'experiment lent; b) Angles de flexió durant l'experiment ràpid; c) Velocitats angulars durant l'experiment lent; d) Velocitats angulars durant l'experiment ràpid; e) Acceleracions angulars durant l'experiment lent; f) Acceleracions angulars durant l'experiment ràpid.

Els valors d'angles, velocitats i acceleracions angulars mesurats a l'experiment han estat introduïts al model per simular el comportament del dit índex durant la realització d'aquests moviments. Els resultats obtinguts de la simulació es presenten a les figures 4.72.a-4.72.f.

La validació de les forces estimades pel model durant la simulació d'aquests moviments es realitzarà en base a les dades EMG mesurades als treballs de Darling *et al* (1994) i de Long (1968). Durant la *fase de flexió lliure* de totes les articulacions alhora, aquests treballs assenyalen la coactivació del FP i l'EC, sobretot durant els moviments ràpids. Al treball de Long (1968) s'assenyala que el FS no mostra cap activitat durant cap fase d'aquest moviment, mentre que al treball de Darling *et al* (1994) sí que s'observa certa activitat durant la realització de moviments ràpids. Long (1968) s'assenyala l'activació dels extensors EC i EI durant la fase de deceleració del moviment de flexió, actuant doncs com un fre d'aquest moviment. Quant al comportament dels interossis durant el moviment de flexió lliure, Darling *et al* (1994) assenyala una activitat un tant variable per a l'ID1, estant major durant la fase inicial de flexió. També assenyala l'actuació de l'IV1, amb un cert retard respecte de l'ID1, i pràcticament cap activitat per al LU. Quant a les prediccions de la simulació amb el model, a les figures 4.72.a i 4.72.b es pot apreciar que quan el dit es troba en extensió completa el model prediu l'esperada actuació passiva dels músculs flexors. En aquesta configuració aquests músculs es troben estirats respecte de la seua longitud original, introduint una component de força passiva elevada. En aquestes circumstàncies, el conjunt extensor EI+EC ha de treballar activament per mantenir l'extensió (Fig. 4.72.c i 4.72.d). Per iniciar la flexió del dit partint de la posició d'extensió completa no cal que els músculs flexors s'activen, ja que la força passiva induïda per l'estirament a què es troben sotmesos és suficient per iniciar el moviment; però a mesura que augmenta el grau de flexió aquesta component passiva de força disminueix en disminuir l'estirament del múscul, la qual cosa es tradueix en que el FP es veja obligat a actuar (Fig. 4.72.a i 4.72.b), d'acord amb les observacions EMG abans presentades. A les mateixes figures s'observa com el model prediu una certa activació del FS al voltant del pic de velocitat angular de flexió, la qual cosa concorda amb el fet assenyalat per Darling *et al* (1994) segons el qual aquest múscul mostra activitat durant la fase de flexió d'aquests moviments, sobretot per a moviments ràpids. El model aconsegueix reproduir el comportament del conjunt extensor EI+EC observat per Long (1968); els extensors actuen com un fre del moviment de flexió, com ho demostra el pic que s'observa durant la fase de deceleració d'aquest moviment (Fig. 4.72.c i 4.72.d). El comportament estimat per als interossis durant la flexió és similar entre ells en la fase inicial (Fig. 4.72.e i 4.72.f); però amb l'augment de flexió l'activitat de l'ID1 augmenta, mentre que l'IV1 passa a treballar només de forma passiva. El model prediu un augment considerable de les activitats dels interossis en la fase inicial de flexió, d'acord amb les observacions de Darling *et al* (1994).

Durant la fase d'extensió els treballs de Long (1968) i Darling *et al* (1994) assenyalen l'activació dels extensors EC i EI durant totes les fases del moviment. Les mesures EMG de Long (1968) reflecteixen que els flexors no mostren cap activitat

durant el moviment d'apertura de la mà, mentre que les observacions experimentals de Darling *et al* (1994) només detecten una feble activitat dels flexors per a moviments molt ràpids. Quant al comportament dels músculs intrínsecs durant la fase d'extensió, al treball de Darling *et al* (1994) s'observa un patró d'activitats semblants entre el múscul ID1 i els extensors durant aquesta fase, estant les activitats mesurades per a l'ID1 majors durant la fase d'extensió que durant la fase de flexió. Per al LU, les observacions de Long (1968) i Darling *et al* (1994) assenyalen que aquest múscul treballa durant tota la fase d'extensió. El moviment d'extensió només es pot analitzar amb la simulació realitzada per al moviment ràpid. A la figura 4.72.d s'observa com el model prediu un augment acusat de la força desenvolupada pels extensors durant la fase d'acceleració de l'extensió de l'articulació MCF. També prediu que durant l'extensió total els extensors han de contrarrestar la força passiva induïda per l'estirament dels flexors, com ja s'ha esmentat abans. Durant la fase d'extensió l'activitat estimada per al FP (Fig. 4.72.b) disminueix acusadament, mentre que el FS només actua durant la fase de deceleració del moviment d'extensió. Açò concorda amb l'absència d'activitat assenyalada per Long (1968) durant el moviment d'apertura de la mà i amb les observacions experimentals de Darling *et al* (1994) que només detecten una feble activitat dels flexors per a moviments molt ràpids, la qual cosa explicaria el comportament del FS durant la fase de deceleració esmentat abans. Així doncs, el model prediu per als flexors una feble activitat durant la fase de deceleració de l'extensió, la qual cosa és possible gràcies a les forces passives que generen en estar estirats respecte de la seua longitud lliure, de manera que el fre del moviment d'extensió és bàsicament degut a forces passives, tal i com s'apunta al treball de Darling *et al* (1994); açò contrasta amb el que ocorre amb el moviment de flexió, on l'actuació del conjunt extensor EI+EC és clara per frenar el moviment. El model reproduïx també la similaritat dels patrons d'activitat de l'ID1 amb els extensors durant la fase d'extensió observada per Darling *et al* (1994), així com el major nivell d'activitat de l'ID1 durant la fase d'extensió que durant la fase de flexió. El model no aconsegueix reproduir el comportament del LU durant la fase d'extensió, en no predir cap activitat (Fig. 4.72.f).

El model no prediu diferències significatives en el comportament muscular per al moviment lent i ràpid. Tal vegada la simulació de moviments més ràpids aconseguiria reproduir els majors valors d'activitat observats per Darling *et al* (1994) als seus experiments.

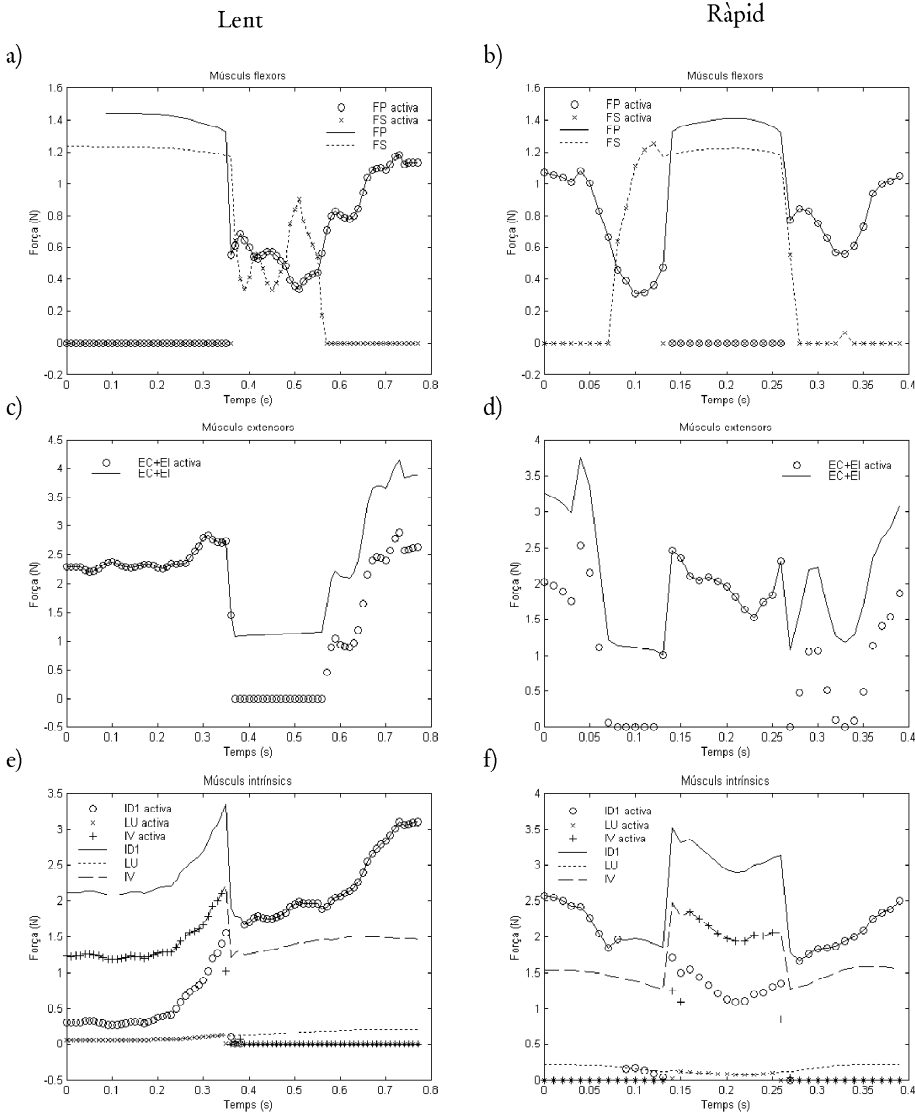


Figura 4.72: Forces estimades pel model biomecànic durant la simulació de la flexió de totes les articulacions alhora. S'ha diferenciat entre la força total del múscul i la component activa: a) Forces als flexors durant l'experiment lent; b) Forces als flexors durant l'experiment ràpid; c) Forces als extensors durant l'experiment lent; d) Forces als extensors durant l'experiment ràpid; e) Forces als intrínsecs durant l'experiment lent; f) Forces als intrínsecs durant l'experiment ràpid.

4.4.6.2 Moviments de flexió-extensió lliure de les articulacions IF mantenint la MCF

A les figures 4.73.a i 4.73.b s'hi presenta l'evolució dels angles de flexió a les distintes articulacions del dit índex mesurades experimentalment durant la realització de moviments de flexió-extensió no forçada de les articulacions IF mentre s'intenta mantenir l'articulació MCF en una posició lleugerament flexionada, amb distinta freqüència d'execució dels moviments. El moviment registrat correspon a un cicle complet d'extensió-flexió, partint de la posició de flexió total de totes les articulacions de l'índex, passant per la postura d'extensió completa, i tornant finalment a la configuració inicial de flexió. Quant a les posicions angulars aconseguides en les execucions de moviment lent i ràpid, tant la flexió com l'extensió màximes han estat inferiors en el cas del moviment ràpid. De l'anàlisi de les flexions de les distintes articulacions s'observa en aquest cas una alta correlació entre les flexions de les articulacions IFP i IFD per a les dues velocitats d'execució del moviment (0.976 i 0.970), mentre que no es detecta cap correlació de les flexions IF amb la flexió de l'articulació MCF.

El cicle de flexió-extensió durant el moviment lent ha tingut una durada aproximada de 1.2 segons, mentre que durant el moviment ràpid ha estat d'uns 0.3 segons. Les figures 4.73.c i 4.73.d corresponen a les velocitats angulars de flexió, i les figures 4.73.e, 4.73.f a les acceleracions angulars de flexió en les distintes articulacions. En aquest cas també es pot observar a les corbes de velocitats que el moviment lent es realitza com una sèrie de submoviments més ràpids, a diferència del moviment ràpid on només hi ha un pic de velocitat per a cadascuna de les fases del moviment (extensió i flexió). Així, també en aquest cas les corbes d'acceleracions angulars mesurades són més suaus per al moviment ràpid. Les velocitats i acceleracions assolides han estat de l'ordre d'entre tres i quatre vegades majors durant el moviment ràpid.

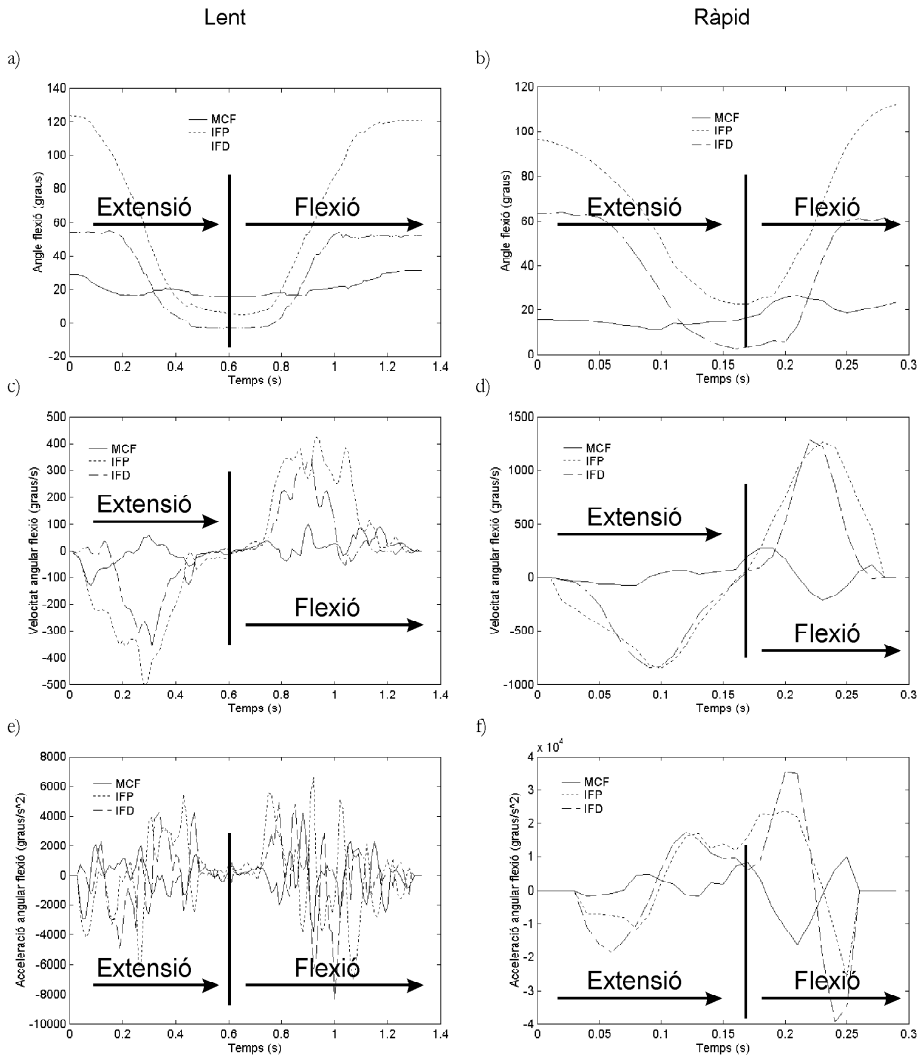


Figura 4.73: Evolució dels paràmetres mesurats als experiments de flexió de les articulacions IF mantenint l'articulació MCF: a) Angles de flexió durant l'experiment lent; b) Angles de flexió durant l'experiment ràpid; c) Velocitats angulars durant l'experiment lent; d) Velocitats angulars durant l'experiment ràpid; e) Acceleracions angulars durant l'experiment lent; f) Acceleracions angulars durant l'experiment ràpid.

Aquestos moviments han estat simulats amb el model biomecànic, introduint els valors d'angles, velocitats i acceleracions angulars de les gràfiques anteriors. Els resultats obtinguts es presenten a les figures 4.74.a-4.74.f.

També en aquest cas es compararan les prediccions del model amb les dades EMG dels treballs de Darling *et al* (1994) i de Long (1968). Segons les observacions de Darling *et al* (1994), durant la fase de flexió els flexors extrínscics són els músculs que presenten la major activitat. Els extensors no mostren cap activitat. Dels músculs interossis només es diu en aquest treball que presenten una activitat variable durant aquesta fase, i al treball de Long (1968) s'assenyala per a ells una seua activació moderada-alta. De la simulació d'aquestos moviments amb el model s'observa que també en aquest cas, quan el dit es troba en extensió completa, el conjunt extensor EI+EC treballa activament (Fig. 4.74.c i 4.74.d) per contrarrestar l'efecte de la força passiva dels flexors FP i FS en trobar-se estirats respecte de la seua longitud original (Fig. 4.74.a i 4.74.b). Durant la fase de flexió, el model prediu l'activació dels músculs FP i FS (Fig. 4.74.a i 4.74.b), d'acord amb les observacions EMG del treball de Darling *et al* (1994) esmentades abans, que identifiquen aquestos músculs com els que major activitat presenten durant aquesta fase. El model prediu per al conjunt extensor EI+EC activació només durant la fase inicial de la flexió, quan el dit es troba en una posició amb elevada extensió; la seua activitat durant la fase de deceleració de la flexió és nul·la en aquest cas (Fig. 4.74.c i 4.74.d), actuant només de forma passiva degut a l'estirament que experimenten aquestos músculs a mesura que augmenta el grau de flexió, la qual cosa està d'acord amb les observacions de Darling *et al* (1994). El model prediu que els interossis treballen activament durant la fase inicial del moviment de flexió (Fig. 4.74.e i 4.74.f), observant-se una major activació en el cas del moviment lent, la qual cosa pot ésser deguda a la major extensió aconseguida durant aquest moviment.

El conjunt extensor EI+EC es mostra actiu durant el moviment d'extensió, segons les observacions dels treballs de Long (1968) i Darling *et al* (1994). Darling *et al* (1994) també assenyalen l'activitat dels músculs flexors, sobre tot durant la fase de deceleració del moviment d'extensió. Així mateix, al treball de Darling *et al* (1994) també s'assenyala la coactivació dels interossis i el conjunt extensor EI+EC. Tant les observacions de Long (1968) com de Darling *et al* (1994) afirmen l'activació del LU durant aquest moviment. El model prediu només l'activació del conjunt extensor EI+EC durant la fase final del moviment d'extensió i no durant tot el moviment com apunten les observacions experimentals abans esmentades; la raó pot ésser una sobrestimació de l'esforç passiu d'aquestos músculs. A les figures 4.74.c i 4.74.d s'observa un augment considerable de la força estimada per als extensors al voltant del pic de deceleració de l'extensió. Els flectors FP i FS mostren una actuació discreta durant la fase d'extensió, disminuint l'activació del FP amb el augment del grau d'extensió, i amb un augment significatiu de l'activitat del FS durant la fase de deceleració del moviment d'extensió (Fig. 4.74.a i 4.74.b). Açò estaria d'acord amb les observacions Darling *et al* (1994), segons les quals aquestos músculs poden actuar feblement com frens del moviment d'extensió per a moviments ràpids. El model aconsegueix predir la coactivació observada per

Darling *et al* (1994) entre els interòssis i el conjunt extensor, principalment durant la fase final del moviment d'extensió (Fig. 4.74.c, 4.74.d, 4.74.e i 4.74.f). El model no aconsegueix reproduir el comportament del LU, el qual hauria de treballar durant la fase d'extensió segons les observacions de Long (1968) i Darling *et al* (1994); el model no prediu cap activitat durant cap de les fases de moviment (Fig. 4.74.e i 4.74.f).

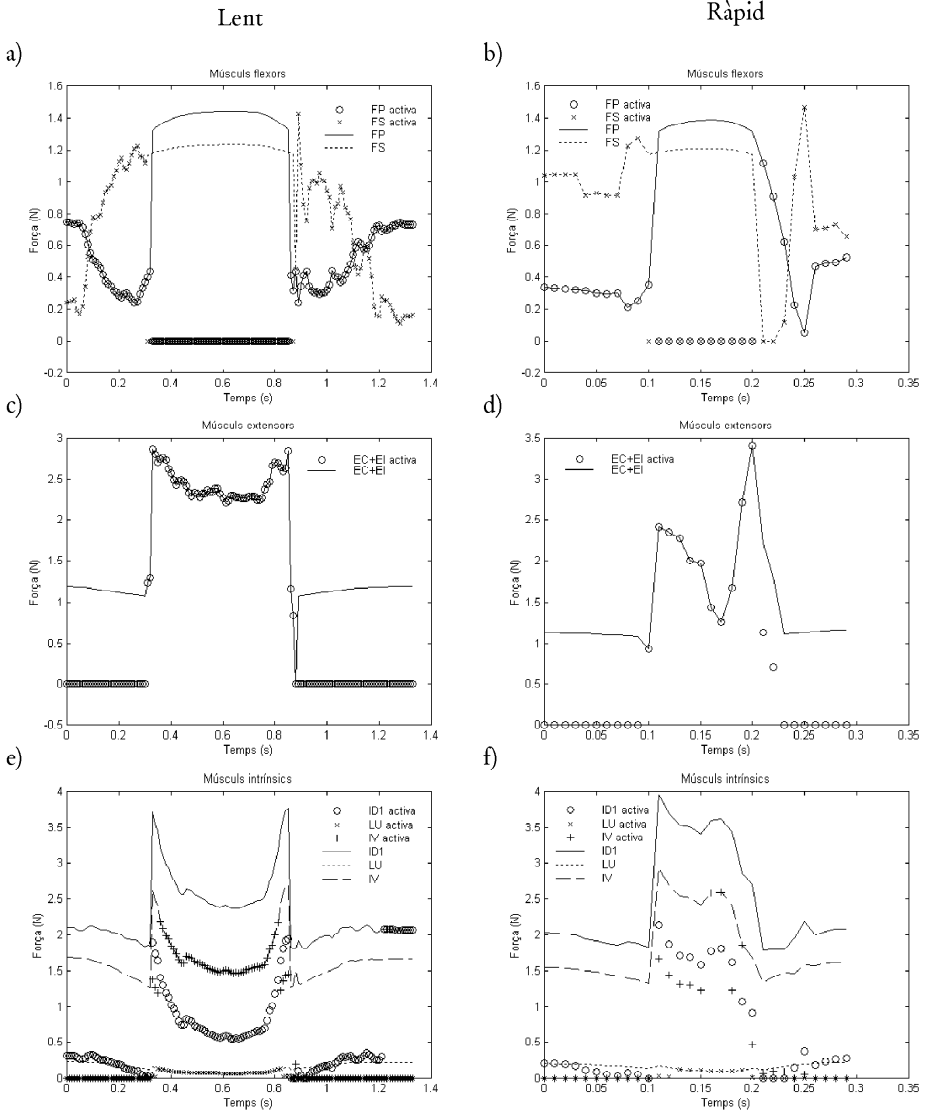


Figura 4.74: Forces estimades pel model biomecànic durant la simulació de la flexió de les articulacions IF mantenint la flexió de l'articulació MCF. S'ha diferenciat entre la força total del múscul i la component activa: a) Forces als flexors durant l'experiment lent; b) Forces als flexors durant l'experiment ràpid; c) Forces als extensors durant l'experiment lent; d) Forces als extensors durant l'experiment ràpid; e) Forces als intrínscics durant l'experiment lent; f) Forces als intrínscics durant l'experiment ràpid.

4.4.6.3 Moviments de flexió-extensió lliure de l'articulació MCF mantenint les articulacions IF

A les figures 4.75.a i 4.75.b s'hi presenta l'evolució dels angles de flexió a les distintes articulacions del dit índex mesurades experimentalment durant la realització de moviments de flexió-extensió no forçada de l'articulació MCF mentre s'intenta mantenir la flexió de les articulacions IF en una posició lleugerament flexionada, amb distinta freqüència d'execució dels moviments. El moviment registrat correspon a un cicle complet d'extensió-flexió, partint de la posició de flexió total de totes les articulacions de l'índex, passant per la postura d'extensió completa, i tornant finalment a la configuració inicial de flexió. Quant a les posicions angulars aconseguides en les execucions de moviment lent i ràpid, l'extensió màxima aconseguida ha estat inferior en el cas del moviment ràpid, i les articulacions IF s'han mantingut més constants també durant aquest moviment. Cal assenyalar també que el nivell de flexió de l'articulació MCF ha estat molt baix, no arribant mai a 40° . L'anàlisi de les dades no ha identificat cap correlació en aquest cas entre les flexions de les distintes articulacions.

El cicle de flexió-extensió durant el moviment lent ha tingut una durada aproximada de 0.9 segons, mentre durant el moviment ràpid ha estat d'uns 0.25 segons. Les figures 4.75.c i 4.75.d corresponen a les velocitats angulars de flexió i les figures 4.75.e i 4.75.f a les acceleracions angulars de flexió en les distintes articulacions. Com als estudis anteriors, també s'observa que el moviment lent es realitza com una sèrie de submoviments més ràpids. Les velocitats i acceleracions assolides han estat de l'ordre d'1.5 vegades majors durant el moviment ràpid.

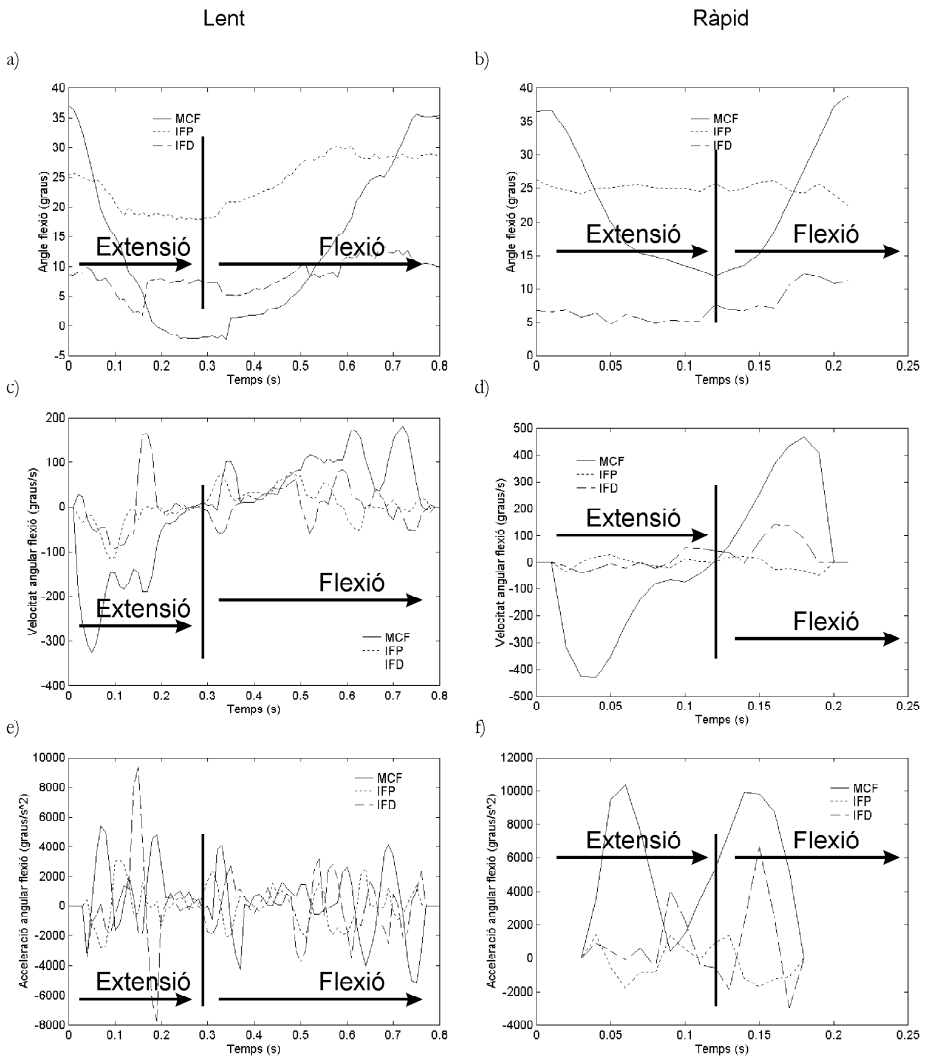


Figura 4.75: Evolució dels paràmetres mesurats als experiments de flexió de l'articulació MCF mantenint la flexió de les articulacions IF: a) Angles de flexió durant l'experiment lent; b) Angles de flexió durant l'experiment ràpid; c) Velocitats angulars durant l'experiment lent; d) Velocitats angulars durant l'experiment ràpid; e) Acceleracions angulars durant l'experiment lent; f) Acceleracions angulars durant l'experiment ràpid.

Els valors d'angles, velocitats i acceleracions angulars mesurats a l'experiment han estat introduïts al model biomecànic per simular aquestos moviments. Els resultats obtinguts es presenten a les figures 4.76.a-4.76.f.

Per a aquestos moviments, el treball de Darling *et al* (1994) assenyala la coactivació, en general, de músculs extrínscics i intrínscics tant durant la fase d'extensió com la de flexió, sobretot durant els moviments ràpids. Durant el moviment de flexió s'observa experimentalment [Darling *et al*, 1994] l'activació dels flexors FP i FS, juntament amb els interossos, mentre que el LU mostra molt poca activitat i la dels extensors és pràcticament nul·la. El model prediu l'activació dels flexors, però tal vegada amb massa retard, possiblement per una sobreestimació dels esforços passius en aquestos músculs (Fig. 4.76.a i 4.76.b); cal tenir en compte també que en aquest cas els flexors es troben estirats respecte de la seua longitud lliure un període major que als casos anteriors, degut al fet de la poca flexió mesurada per a l'articulació MCF durant el moviment estudiat. El model prediu l'activació dels interossos durant la fase de flexió, llevat del període final (Fig. 4.76.e i 4.76.f). El model, però, prediu també l'activació de l'extensor, especialment durant la fase de deceleració de la flexió (Fig. 4.76.c i 4.76.d), la qual cosa no concorda amb les dades experimentals.

Durant el moviment d'extensió s'observa experimentalment [Darling *et al*, 1994] l'activació del conjunt extensor EI+EC, la dels flexors FP i FS, sobre tot a la fase de deceleració de l'extensió, i una feble activitat dels intrínscics. Així doncs, les observacions EMG de Darling *et al* semblen posar de manifest que en aquest cas les forces passives no són suficients per frenar el moviment d'extensió. D'acord amb les estimacions del model (Fig. 4.76.a i 4.76.b), sembla doncs que les components passives de les forces d'aquestos músculs hagen estat sobreestimades amb el model i els flexors hagen de treballar activament durant un període major. El comportament muscular dels extensors no és molt distint al dels casos anteriors. A les figures 4.76.c i 4.76.d s'observa com augmenta la força desenvolupada pels extensors a mesura que augmenta el nivell d'extensió, fins que arriba la fase de deceleració de l'extensió, on el seu valor disminueix acusadament. El model prediu l'activació abans esmentada dels interossos durant la fase d'extensió (Fig. 4.76.e i 4.76.f).

El model no prediu diferències significatives en el comportament muscular per al moviment lent i ràpid. Novament cal assenyalar que tal vegada la simulació de moviments més ràpids aconseguiria reproduir els majors valors d'activitat observats per Darling *et al* (1994) als seus experiments.

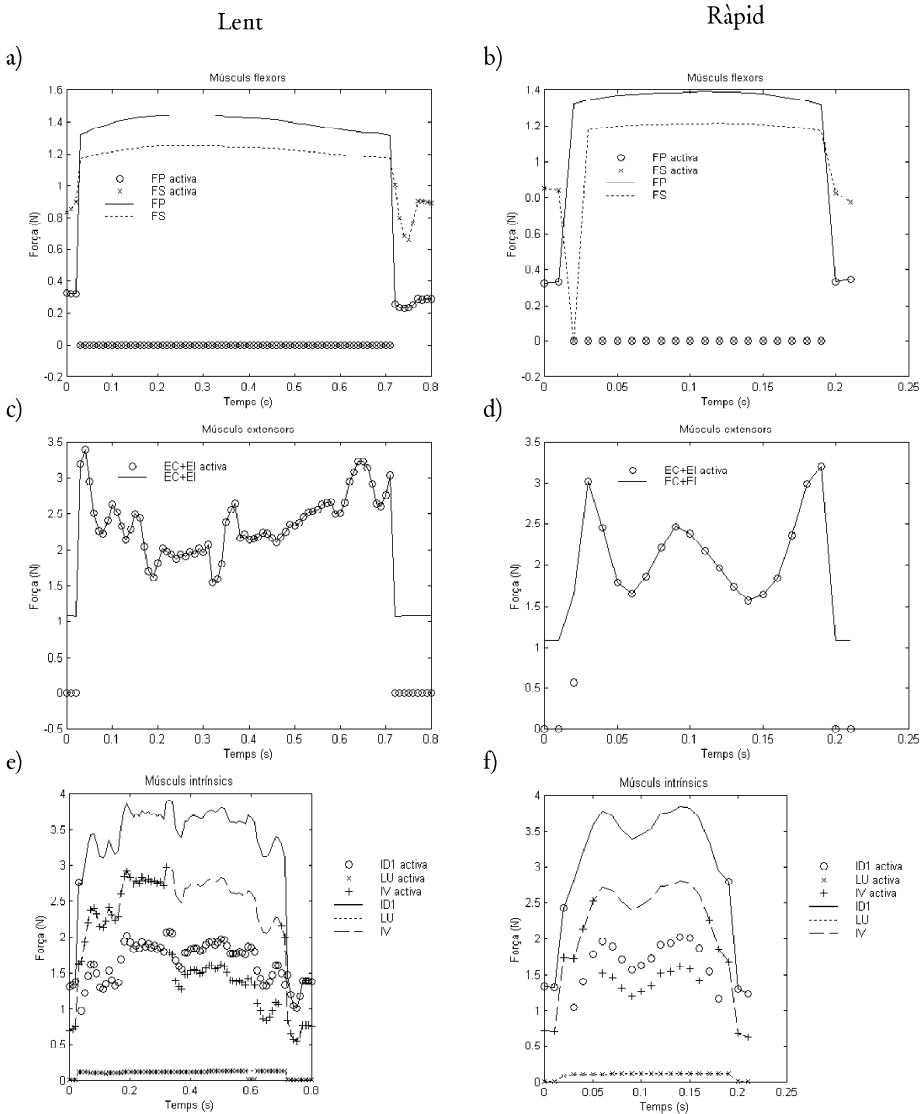


Figura 4.76: Forces estimades pel model biomecànic durant la simulació de la flexió de l'articulació MCF, mantenint la flexió de les articulacions IF. S'ha diferenciat entre la força total del múscul i la component activa: a) Forces als flexors durant l'experiment lent; b) Forces als flexors durant l'experiment ràpid; c) Forces als extensors durant l'experiment lent; d) Forces als extensors durant l'experiment ràpid; e) Forces als intrínsecs durant l'experiment lent; f) Forces als intrínsecs durant l'experiment ràpid.

4.4.7 Verificació de la resta de dits

La similitud de l'anatomia dels dits medial, anell i menovell amb la del dit índex permet aventurar que, havent verificat l'adequació del model per predir el comportament del dit índex, també queda provada en certa manera la seua adequació per a la modelització de la resta de dits. Això no obstant, en aquest apartat es realitzaran una sèrie de simulacions per contrastar aquesta hipòtesi.

4.4.7.1 Agarrada subterminal amb tots els dits

En aquest apartat es realitzarà la simulació de l'*agarrada subterminal amb tots els dits* (veure l'apartat 5.2), coneguda comunment com *agarrada circular*. Amb tal finalitat se simula l'agarrada estàtica d'una pilota de 75 mm de diàmetre amb les polpes dels dits (Fig. 4.77). La postura d'aquesta agarrada ha estat mesurada sobre un subjecte amb longitud de mà 200 mm i amplària 80 mm. Per poder realitzar la simulació s'estima una distribució d'esforços de contacte entre la pilota i els dits de 5, 1.5, 1.5, 0.5, i 0.5 N per als dits polze, índex, medial, anell i menovell respectivament; cadascun d'aquests esforços se'ls suposa formant un angle de 45° amb l'eix longitudinal de la falange distal corresponent, i aplicats a una distància des de l'articulació IFD del 75% de la seua longitud.



Figura 4.77: Distintes vistes de la simulació de l'agarrada circular utilitzada en la verificació de la modelització de la resta de dits.

Amb la introducció d'aquestes dades al model biomecànic de la mà desenvolupat, s'obté l'estimació de distribució d'esforços musculars als distints dits reflexada a la taula 4.15.

Els resultats obtinguts són coherents amb les observacions EMG reportades a la literatura [Long, 1968; Long *et al.*, 1970]. S'aprecia clarament com són els músculs flexors extrínecs els que proporcionen la major part de la potència de prensió, ajudats dels músculs interossis. A més s'observa el conegut caràcter de múscul de reserva per al FS, per al qual es prediu activitat per als dits índex i medial, però no així per als dits anell i menovell, degut a la menuda força externa que han de vèncer aquests últims en el cas de l'agarrada simulada.

Taula 4.15: Resultats de la simulació de l'agarrada subterminal amb tots els dits. Forces (N) als músculs dels distints dits

Polze	ACP	FCP	OP	ADP	ID1	ALP	ECP	FLP	ELP
	5.81	7.31	0.66	16.65	19.23	23.93	0.00	12.10	0.00

Índex	FP1	FS1	ID1	LU1	EC1 +EI	IV1
	3.67	4.22	19.23	0.81	1.09	1.52

Medial	FP2	FS2	ID2	LU2	EC2	ID3
	2.72	6.71	4.55	0.13	1.20	3.37

Anell	FP3	FS3	IV2	LU3	EC3	ID4
	4.43	0.00	0.08	0.02	3.90	16.29

Menov.	FP4	FS4	IV3	LU4	EC4 +EM	AM	FCM
	2.15	0.00	0.01	0.04	0.41	3.51	10.71

4.4.7.2 Agarrada de potència palmar flexionada prismàtica

En aquest apartat s'estudien una sèrie de simulacions al voltant de l'agarrada l'*agarrada palmar flexionada prismàtica* (veure l'apartat 5.2), comunment coneguda com agarrada de potència cilíndrica (Fig. 4.78).



Figura 4.78: Agarrada palmar flexionada prismàtica utilitzada per subjectar un martell.

Les observacions EMG del treball de Long *et al* (1970) mostren com el músculs flexors extrínscs (FP i FS) participen en les agarrades de potència proporcionalment a la força externa requerida. Aquest mateix treball assenyalava que la major part de la potència de pressió en aquest tipus d'agarrada és proporcionat pels músculs flexors extrínscs, ajudats de forma significativa pels músculs interossis. D'altra banda, al treball de Lee i Rim (1991) es presenta un estudi experimental sobre la màxima força de pressió de l'agarrada de potència cilíndrica, i la seua distribució entre els distints dits per a diferents diàmetres de l'objecte cilíndric agarrat. La figura 4.79 reflexa la variació de força màxima d'agarrada amb els

distints diàmetres, i la figura 4.80 la contribució de cada dit a aquesta força.

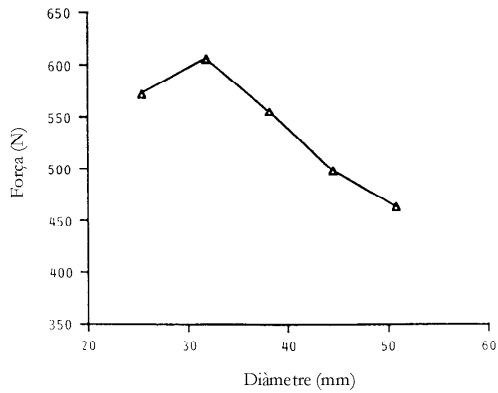


Figura 4.79: Variació de la força màxima d'agarrada amb el diàmetre del cilindre agarrat mesurada al treball de Lee i Rim (1991).

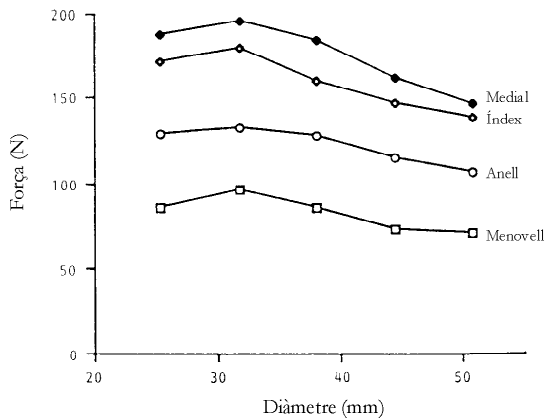


Figura 4.80: Variació de la contribució de cada dit a la força màxima d'agarrada amb el diàmetre del cilindre agarrat, mesurada al treball de Lee i Rim (1991)

Per tal d'estudiar l'agarrada de potència prismàtica s'ha mesurat la seua postura sobre un subjecte amb distints diàmetres de cilindres agarrats. La grandària de la mà del subjecte està definida per una longitud de 175 mm i una amplària de 75 mm. La figura 4.81 mostra la simulació gràfica de dues de les postures mesurades. Aquestes postures, juntament amb els punts de contacte estimats a partir de la intersecció del cilindre agarrat amb els cilindres que representen el segments ossis, han estat introduïdes al model biomecànic per obtenir la màxima força d'agarrada en cada cas. Per a tal finalitat s'ha maximitzat la suma escalar de les forces de contacte entre el cilindre i les distintes falanges, forces que s'han suposat normals a l'eix longitudinal de les falanges.



Figura 4.81: Distintes vistes de la simulació de l'agarrada cilíndrica amb dos cilindres de distint diàmetre: Les figures superiors corresponen a 38.1 mm i les inferiors a 25.4 mm.

Les figures 4.82 i 4.83 mostren els resultats de la simulació. D'una banda, la figura 4.82 mostra les màximes forces d'agarrada estimades pel model biomecànic per als distints diàmetres de cilindres agarrats. Es pot apreciar la similitud de la corba obtinguda amb les observacions experimentals del treball de Lee i Rim (1991), reflexades a la figura 4.79. D'altra banda, la figura 4.83 mostra la contribució de cada dit a la màxima força d'agarrada per als distints diàmetres, podent-se observar també en aquest cas la similitud del comportament estimat pel model amb els resultats experimentals del treball de Lee i Rim (1991), reflexats a la figura 4.80.

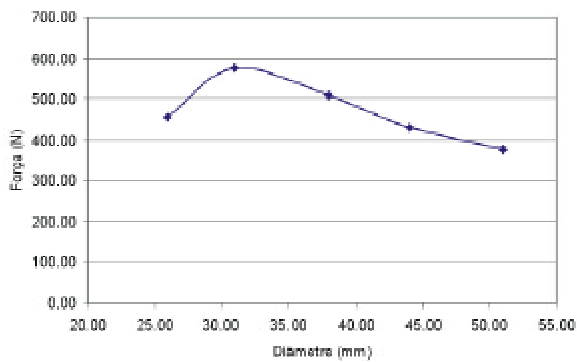


Figura 4.82: Variació de la màxima força d'agarrada estimada amb el model biomecànic per als distints diàmetres dels cilindres agarrats.

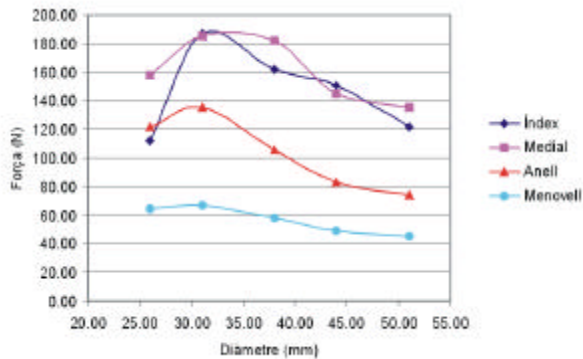


Figura 4.83: Variació de la contribució de cada dit a la força màxima d'agarrada estimada pel model biomecànic per als distints diàmetres de cilindres agarrats.

Per tal de comprovar si el comportament muscular estimat pel model s'assembla a les observacions experimentals esmentades abans, s'ha realitzat la simulació de l'agarrada del cilindre de 25.4 mm amb distints percentatges (25%, 50%, 75% i 100%) de la màxima força estimada sobre cadascuna de les falanges. Les figures 4.84 i 4.85 presenten la variació percentual de les forces estimades per als músculs FP i FS dels distints dits en disminuir la força externa. S'aprecia clarament en aquestes figures com el model consegueix predir les observacions del treball de Long *et al* (1970) esmentades abans, segons les quals el músculs flexors extrínsecs participen en les agarrades de potència proporcionalment a la força externa requerida.

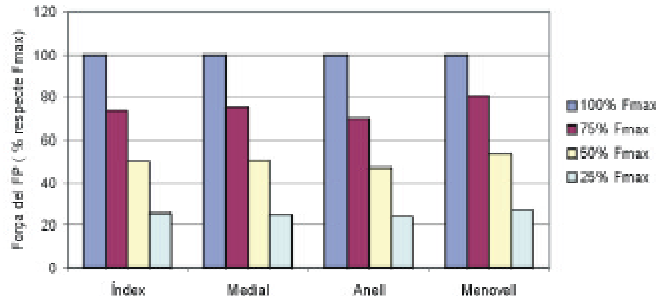


Figura 4.84: Variació percentual de la força estimada per als músculs FP dels distints dits en disminuir la força externa.

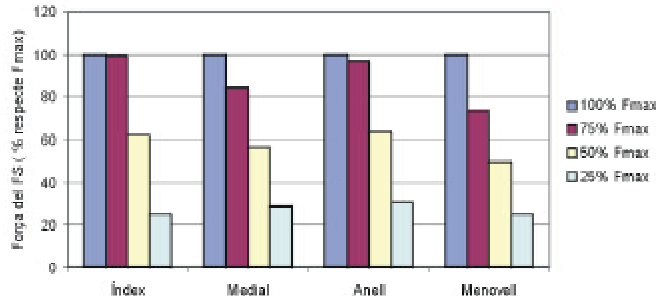


Figura 4.85: Variació percentual de la força estimada per als músculs FS dels distints dits en disminuir la força externa.

Aquest comportament dels músculs extrínscs s'acompleix, segons les observacions de Long *et al* (1991), per a qualsevol agarrada de potència. En canvi, en aquest treball s'assenyala que l'activitat dels interossos en aquestes agarrades és més variable, depenent del tipus de tasca desenvolupat. Així per exemple, en el mateix treball s'estudien les activitats dels músculs intrínscs durant l'agarrada prismàtica per a la realització de dues tasques distintes: D'una banda l'acció d'estrényer simplement un cilindre, i d'altra l'acció d'estrényer el mateix cilindre, però havent disposat un pes en el seu extrem per tal de simular l'agarrada d'un martell. La figura 4.86 mostra els músculs intrínscs més actius en un i altre cas, segons les mesures experimentals d'aquest treball.

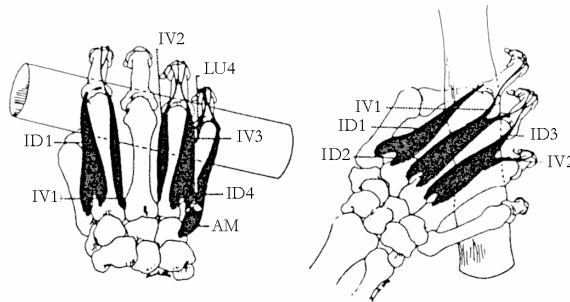


Figura 4.86: Músculs intrínscs més actius durant l'estrenyiment d'un cilindre (esquerra) i durant la subjecció d'un martell (dreta), segons el treball de Long *et al* (1991).

Les activitats musculars estimades pel model biomecànic durant la simulació de la màxima força d'agarrada per als distints cilindres explicada abans, es presenten a les figures 4.87-4.90. En aquestes figures s'aprecia com el model biomecànic estima activitats elevades pràcticament a tots els interossos, amb l'excepció de l'IV1 i l'IV2 que són més moderades. En el cas simulat pel model biomecànic tots els dits estan sol·licitats fins al seu límit. Açò no és cert per a les tasques estudiades al treball de Long *et al* (1970), per la qual cosa s'observa l'esmentada diferència de comportament entre els interossos. Així, el parell extern sobre la mà, generat pel pes del cap del martell, es tradueix en que estiguen més sol·licitats els dits índex i medial, per la qual cosa els seus interossos estan més actius que els de la resta de dits, la qual cosa justifica les observacions de Long *et al* (1970).

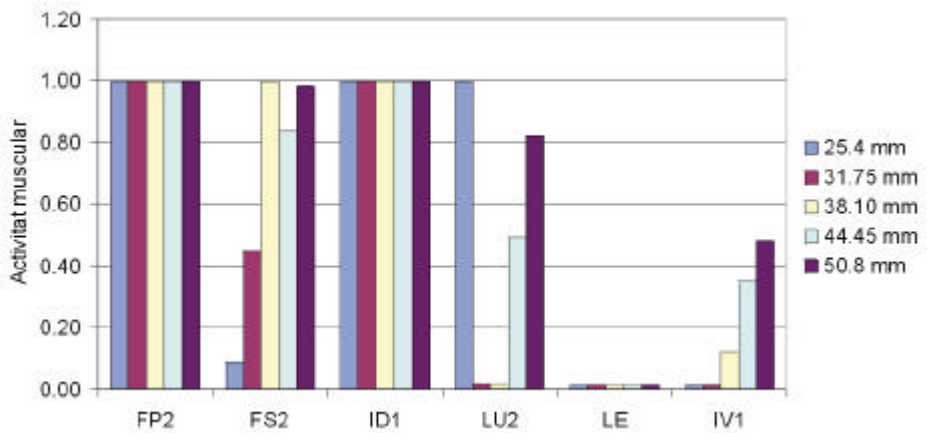


Figura 4.87: Activitats estimades pel model biomecànic per al músculs del dit índex durant la simulació de la màxima força d'agarrada amb els cilindres de distint diàmetre.

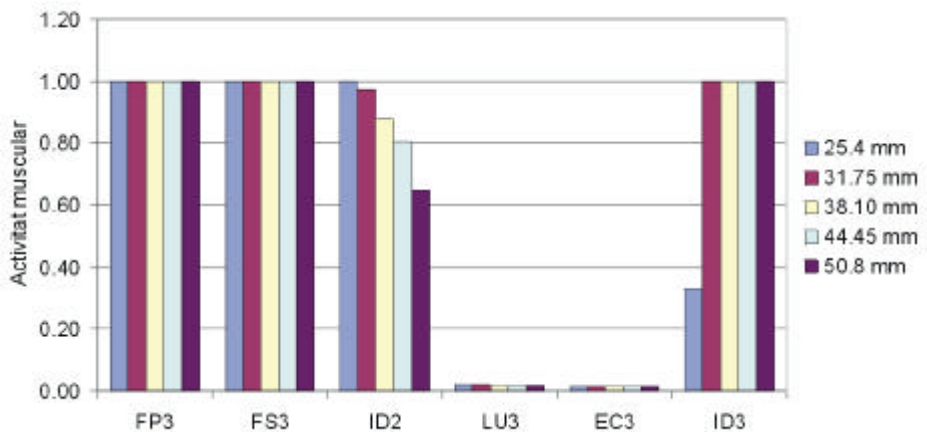


Figura 4.88: Activitats estimades pel model biomecànic per al músculs del dit medial durant la simulació de la màxima força d'agarrada amb els cilindres de distint diàmetre.

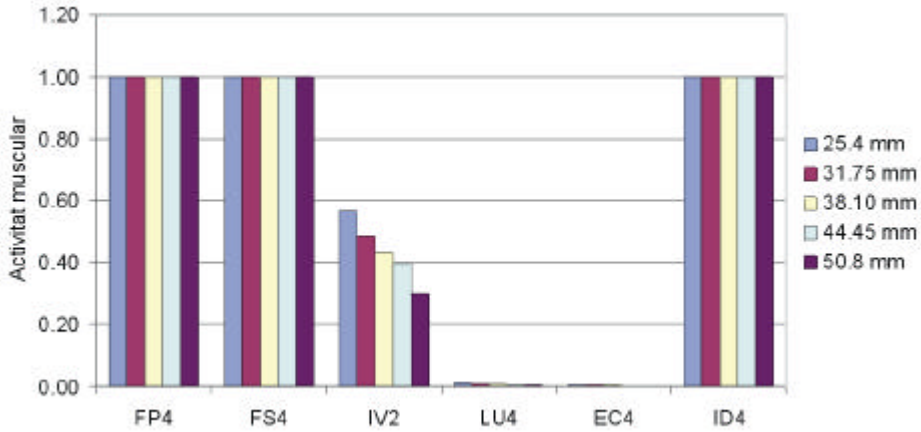


Figura 4.89: Activitats estimades pel model biomecànic per al músculs del dit anell durant la simulació de la màxima força d'agarrada amb els cilindres de distint diàmetre.

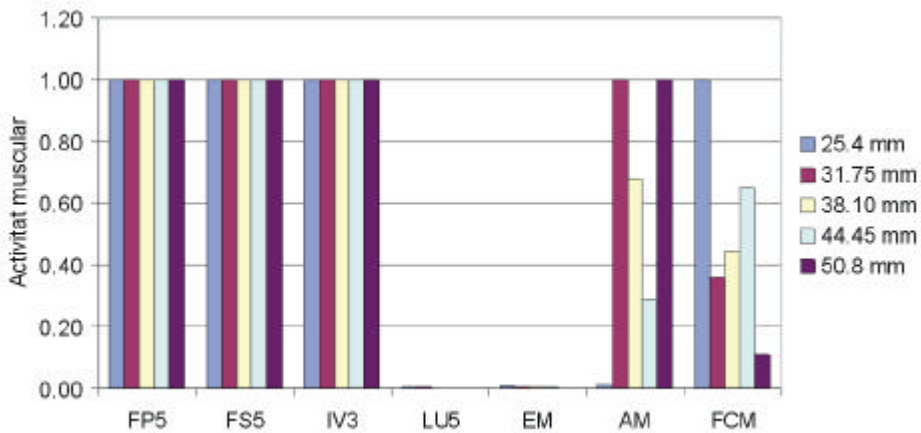


Figura 4.90: Activitats estimades pel model biomecànic per al músculs del dit menovell durant la simulació de la màxima força d'agarrada amb els cilindres de distint diàmetre.

4.5 Conclusions

En aquest capítol s'ha presentat el model biomecànic de la mà desenvolupat en aquesta tesi, del qual es resumeixen a continuació les seues característiques generals:

1. Modelitza la mà completa:
 - (a) És un model tridimensional.
 - (b) Simula la geometria externa de forma simplificada amb cilindres.
 - (c) Considera un total de 25 gdl: 5 per als dits polze, anell i menovell, 4 per als dits índex i medial, i 2 per a la canella.
 - (d) Modelitza l'acció de 33 músculs. La modelització muscular utilitzada considera els paràmetres bàsics que afecten el comportament muscular, que són l'activitat muscular, l'estirament a què estiga sotmès el múscul i la velocitat de contracció muscular. Així mateix, té en compte la diferent arquitectura dels músculs.
 - (e) Modelitza l'acció dels tendons en el seu pas sobre les articulacions distals al metacarp per als dits índex, medial, anell i menovell, i els distals al carp per al dit polze. Aquesta acció ha estat modelada considerant que cadascun dels tendons transcorre lliurement en cada articulació entre 2 punts, un fixe amb el segment proximal i l'altre amb el distal, estant per tant la seua trajectòria entre aquests punts una línia recta. L'acció dels extensors ha estat modelada segons el model I de Landsmeer.
 - (f) Té en compte les distintes connexions i desdoblaments dels tendons en el seu recorregut sobre la mà, com és el cas de les xarxes tendinoses extensores, diferents per a cadascun dels dits, o l'origen del LU sobre el FP i la seua inserció sobre la xarxa extensora.
 - (g) Modelitza l'acció dels lligaments laterals sobre les articulacions MCF.
2. El model és escalable, estant els seus paràmetres d'escalabilitat la longitud (LM) i l'amplària (AM) de la mà:
 - (a) L'escalabilitat del model quant a l'orientació i posició dels eixos de rotació ha estat aconseguida a partir de les dades del treball de Buchholz *et al* (1992) i l'estimació de les no reportades en l'esmentat treball. Les dimensions longitudinals estan parametritzades amb el paràmetre LM, i les perpendiculars amb AM.
 - (b) La posició dels punts que defineixen les trajectòries dels tendons en travessar les articulacions, així com dels punts corresponents a les connexions i desdoblaments, ha estat parametritzada respecte del paràmetre LM combinant els treballs d'An *et al* (1979) i Buchholz *et al* (1992). Les dades de punts no reportats al treball d'An *et al* (1979) han estat estimades.

- (c) La longitud dels segments ha estat obtinguda del treball de Buchholz *et al* (1992), parametritzada respecte de LM i AM. Quant a la gruixària, l'anàlisi estadística de les dades replegades en un estudi de camp han permès observar una correlació significativa entre les gruixàries dels segments de la mà i el paràmetre AM, que ha servit per escalar-les.
 - (d) Les AFST han estat escalades respecte del producte $LM \cdot AM$, d'acord amb la correlació observada en l'anàlisi estadística de les dades de màxima força replegades en l'estudi de camp realitzat.
3. Permet estimar la capacitat màxima d'agarrada per a distints tipus d'agarrada.
 4. Permet estimar els esforços musculars.
 5. És dinàmic, de forma que permet estudiar tant agarrades estàtiques, com tasques ràpides. D'aquesta manera s'assegura que el model pot ser utilitzat per simular qualsevol tipus de tasca.

El model presentat pretén ser utilitzat per al disseny d'eines manuals. L'estudi de la viabilitat de la seua aplicació serà tractat en el següent capítol, havent considerat el model suficientment validat amb les simulacions exposades en aquest capítol:

1. Els bons resultats obtinguts de la simulació dels experiments de mesura de força màxima d'agarrada de Valero-Cuevas *et al* (1998) per al dit índex, de Kaufman *et al* (1999) per al dit polze i de Lee i Rim (1991) per als dits índex, medial, anell i menovell, permet considerar validat el model quant a l'estimació de màximes forces d'agarrada. Cal assenyalar que les simulacions realitzades amb el model corroboren l'observació experimental segons la qual els músculs flexors extrínscics participen en les agarrades de potència proporcionalment a la força externa requerida.
2. La comparació de les dades EMG d'aquests mateixos treballs amb les estimacions del model, juntament amb les corresponents a la simulació de les agarrades subterminal i subterminolateral entre els dits índex i polze, i a la rotació d'un disc, permeten donar per verificada la modelització muscular emprada, i amb ella la capacitat del model per estimar els esforços musculars pel desenvolupament de qualsevol tasca. Cal assenyalar la importància de la modelització dels lligaments laterals per tal d'aconseguir reproduir el comportament muscular dels músculs intrínscics durant la realització de moviments lliures d'abducció-adducció.
3. La simulació de les agarrades dinàmiques estudiades per als dits índex i polze, posa de manifest la importància de la consideració dels efectes inercials per tal de reproduir el comportament muscular en tasques ràpides, com puga ser l'esmentat treball del conjunt extensor com un fre del moviment de flexió. En aquest punt cal assenyalar també els resultats de les simulacions realitzades

amb moviments lliures; amb aquestes simulacions s'ha posat de manifest la importància de la consideració dels elements passius, i de la necessitat i dificultat de la seua correcta modelització per reproduir el comportament de la mà en aquestes situacions. Això no obstant, com s'assenyala també al treball de Long *et al* (1970), quan es tracta de moviments forçats, les forces de contracció musculars i les forces externes són tan grans que l'efecte de les forces passives és menyspreable. Aquest és el cas que interessa a l'hora d'estudiar el disseny d'eines manuals, per la qual cosa no s'intentarà millorar en aquesta tesi la modelització d'aquests elements, tot i que els resultats obtinguts amb moviments lliures no han estat del tot satisfactoris.

Capítol 5

Aplicació del model al disseny d'eines manuals

5.1 Introducció

Malgrat la contínua automatització dels processos industrials, hui en dia encara cal utilitzar eines manuals per realitzar segons quines tasques. Es tracta normalment de tasques difícils o costoses d'automatitzar, o bé de tasques complexes que necessiten de la presa de decisions per part de l'usuari de l'eina mentre les realitza. Aquest últim seria el cas del tall amb bisturí dels cirurgians; un altre exemple és l'ús generalitzat d'eines manuals per realitzar tasques de manteniment.

En aquestos darrers anys, tant la indústria com els fabricants i investigadors han mostrat un interès creixent sobre el disseny de les eines manuals i la seua forma d'ús. Aquesta circumstància es deu a diverses raons [Eklund i Freivalds, 1993]:

1. L'augment de problemes musculo-esquelètics, especialment en treballadors amb tasques repetitives.
2. La introducció de noves tecnologies de producció i noves formes d'organització que duen associades un augment del contingut i del ritme de treball.
3. L'augment de la competència entre fabricants, que s'han esforçat en millorar la qualitat de les eines.

Els estudis epidemiològics han mostrat que l'ús d'eines manuals amb un disseny incorrecte, bé per al treballador que l'ha d'emprar o bé per a la tasca que s'ha de realitzar, es tradueix en un elevat risc de desenvolupament de *lesions musculo-esquelètiques de tipus acumulatiu*, com puguem ser la síndrome tunelcarpiana, la tendinitis o la tenosinovitis [Mital i Kilbom, 1992b]. A més a més, un mal disseny implica també una disminució del rendiment de l'usuari mentre realitza la tasca, amb el conseqüent augment del risc de patir algun tipus d'accident. L'adaptació

de l'eina manual al treballador i a la tasca que s'ha de realitzar és l'objectiu del *disseny ergonòmic* d'eines manuals. Aquesta adaptació no es té en compte en molts casos, ja que les eines d'un lloc de treball determinat solen ser especificades per un enginyer, les encarrega el departament de compres i les distribueix un encarregat, cap dels quals les utilitza.

Això no obstant, la demanda d'una major qualitat i seguretat per part dels consumidors, unida als resultats d'alguns estudis que mostren que les eines manuals dissenyades ergonòmicament milloren la productivitat, han afavorit el fet que les eines dissenyades amb criteris ergonòmics siguin més competitives en el mercat.

Són molts els treballs que estudien els factors de risc de desenvolupar lesions musculoesquelètiques de tipus acumulatiu [Keyserling *et al*, 1993; Marras i Schoenmarklin, 1993; Tanaka i McGlothlin, 1993; Tayyari i Emanuel, 1993; Schoenmarklin *et al*, 1994]. S'ha comprovat experimentalment que les lesions acumulatives estan associades normalment a la realització de tasques repetitives que requereixen de forces elevades i de postures extremes o molt forçades durant la seua realització. L'origen d'aquestes lesions es troba en el fenomen de la fatiga mecànica que apareix per una repetició continuada dels esforços. Tres són, doncs, els factors que incrementen el risc de desenvolupament de lesions acumulatives: El nivell d'esforç, la freqüència de repetició de la tasca i la postura.

Les elevades taxes de repetició a què es veuen obligats a treballar els operaris de les línies de producció modernes, bé per l'elevat ritme que imposen les màquines o bé perquè treballen a destall, augmenten la possibilitat de desenvolupar lesions acumulatives. Per reduir aquest risc cal tenir en compte els factors descrits abans, i es podria parlar bàsicament de les següents alternatives:

1. La primera alternativa seria la de la disminució de la dosi en base a una disminució del temps d'exposició. Aquesta possibilitat presenta el desavantatge d'anar normalment lligada a una disminució de productivitat difícilment assumible per l'empresari o pel treballador si cobra per resultats. Una alternativa seria la de la realització de tasques rotatives. Això no obstant, no es coneixen amb exactitud en l'actualitat valors límit d'exposició temporals que puguin servir per establir les durades de cada tasca dins d'aquesta rotació.
2. L'altra alternativa consisteix en la disminució de la dosi mitjançant la reducció de la magnitud dels factors de risc. La disminució del factor freqüència és difícil d'aconseguir, doncs implicaria el redisseny de la tasca a desenvolupar. La disminució dels altres dos factors és més factible. D'una banda el redisseny del lloc de treball pot ser determinant per evitar o reduir postures forçades. I finalment, l'altra possibilitat radica en la modificació del disseny de les eines per tal d'evitar postures forçades i millorar també l'avantatge mecànic de l'eina, amb la qual cosa es redueixen les forces exercides pels músculs.

Queda clara la importància d'un adequat disseny de les eines manuals. En l'actualitat l'avaluació i el disseny d'eines manuals sol realitzar-se únicament en base a una sèrie de recomanacions experimentals sobre dimensions, forces màximes

o postures preferibles. Aquestes recomanacions, però, són de vegades poc realistes o tenen una avaluació pràctica insuficient.

En aquest sentit, el grup de Biomecànica i Ergonomia de la UJI inicià la seua recerca amb un projecte d'investigació per al desenvolupament d'una metodologia per a l'anàlisi i avaluació del disseny ergonòmic d'eines manuals [Pérez i Vergara, 1997], que es presenta a continuació. L'avaluació d'eines manuals és una tasca complexa en la qual no sols s'ha de tenir en compte la qualitat i funcionalitat de les eines, sinó també les expectatives dels usuaris. Una avaluació completa de les eines requeriria tenir en compte tots els aspectes anteriors. Cal assenyalar que la comprovació del compliment de la normativa en vigor és un punt necessari en l'avaluació del disseny d'eines manuals, però que, tanmateix, no és suficient; el marc normatiu actual no assegura en absolut l'adaptació de l'eina al seu ús i a l'usuari. Per aconseguir desenvolupar una metodologia d'avaluació que acompleisca tots els aspectes esmentats abans, és convenient plantejar un model causa/efecte en el que apareguen els distints factors relacionats. En aquest sentit es presenta a continuació un model on les variables es classifiquen segons el nivell que ocupen dins de la cadena causa/efecte. Bàsicament, els factors es poden agrupar en tres nivells (Fig. 5.1):

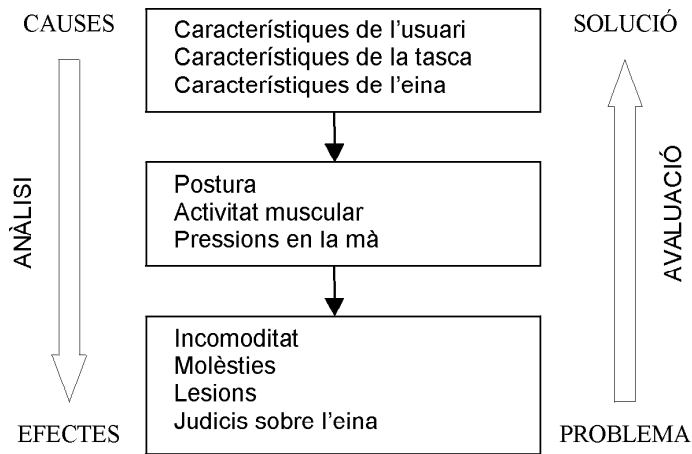


Figura 5.1: Avaluació del disseny d'eines manuals: Model causa/efecte.

1. El primer nivell inclou els paràmetres que caracteritzen l'usuari (dimensions corporals, edat, sexe, etc.), l'eina (dimensions, materials, etc.) i la tasca que realitza (moviments requerits, força necessària, etc.). Aquest nivell inclou, per tant, els paràmetres que determinen l'adaptació de l'eina als usuaris per al desenvolupament d'una tasca concreta.
2. Com conseqüència d'una configuració concreta dels paràmetres del nivell anterior, els usuaris presenten una determinada resposta corporal: Postures, activitat muscular, distribució de pressions en la mà, etc. Aquestes són les variables del segon nivell. Es tracta de paràmetres objectius i quantificables.

3. El tercer nivell inclou les sensacions que són les conseqüències a llarg termini d'estar exposat a determinats valors de les variables del segon nivell: Incomoditat, enrampament, dolor, molèsties, judicis de l'usuari sobre l'eina, etc. Aquestes variables són subjectives i sols poden quantificar-se mitjançant la realització de tests.

De l'observació d'aquest model es desprén que el procés d'avaluació s'hauria de realitzar valorant, en primer lloc, les conseqüències del disseny, localitzant els paràmetres que les originen, i comprovant que les característiques del disseny assegurin una resposta corporal adequada. Aquest procés pot realitzar-se per dos camins alternatius:

1. Analitzant directament les sensacions dels usuaris i les opinions sobre les característiques de l'eina, és a dir utilitzant únicament proves subjectives d'avaluació, o
2. Utilitzant criteris basats en proves objectives. Aquesta anàlisi sols és possible si prèviament es coneixen els valors límits dels paràmetres objectius que determinen les sensacions d'incomoditat o que provoquen lesions. Coneguts aquestos límits, s'hauria de comprovar si la resposta corporal obtinguda és adequada.

La utilització exclusiva de proves subjectives obligaria a la realització d'assajos d'avaluació sobre un gran nombre de subjectes, per tal de ser fiables; a més, seria impossible comprovar els efectes a llarg termini, llevat que l'avaluació es realitzara també a llarg termini, la qual cosa no és viable. Per tant, aquesta via única d'avaluació no és adequada. Això no obstant, sempre resultarà convenient utilitzar judicis subjectius, ja que són l'única forma de mesurar les sensacions a curt termini dels usuaris i les opinions que aquestes els suggereixen. Així per exemple, és molt difícil avaluar objectivament si la textura resulta adequada o no, mentre no existesquen estudis amb major profunditat sobre el tema.

Per abordar l'avaluació utilitzant exclusivament proves objectives seria necessari conèixer perfectament la relació existent entre les sensacions d'incomoditat i el risc de lesió a llarg termini amb els paràmetres objectius de postures, forces, pressions, etc. Això no obstant, sols es coneix la relació entre alguns paràmetres objectius i les seues causes. En particular, s'han realitzat alguns estudis per estudiar els riscos de lesió musculoesquelètica en funció de l'activitat muscular, les postures de la canella i la repetitivitat de la tasca [Keyserling *et al*, 1993; Marras i Schoenmarklin, 1993; Tanaka i McGlothlin, 1993; Tayyari i Emanuel, 1993; Schoenmarklin *et al*, 1994]. Però no són suficients per limitar-se a una avaluació objectiva, ja que no s'han estudiat amb profunditat totes les relacions.

D'altra banda, és convenient com mètode d'avaluació inicial, comparar les característiques de l'eina amb les recomanacions de disseny obtingudes per altres autors i amb les normes.

Tot açò condueix a proposar el següent protocol d'avaluació ergonòmica d'eines manuals:

1. *Inspecció i mesura* de l'eina per comprovar la seua adequació a la normativa vigent i a les recomanacions recopilades de la bibliografia (veure apèndix E).
2. Obtenció dels *paràmetres objectius* corresponents al segon nivell del model causa/efecte presentat abans. A tal efecte es proposa la realització d'una sèrie d'assajos en laboratori, corresponents a una sèrie de tasques típiques que es definiran per a cada tipus d'eina. Durant els assajos s'ha de realitzar el seguiment de l'activitat muscular dels músculs extrínscs més importants mitjançant EMG, a la vegada que es registra la postura de la canella amb goniòmetres i es filma la tasca en vídeo. Tot seguit es presenta l'anàlisi a realitzar de cadascun dels paràmetres objectius:

- (a) *Postura*: A partir de la filmació en vídeo s'identificaran les formes d'agarrada de l'eina utilitzades durant la realització de les tasques típiques definides. El primer pas serà la verificació de la idoneïtat del tipus d'agarrada a la qual obliga el disseny de l'eina, en relació amb la tasca que s'ha de realitzar amb ella; és a dir, assegurar que l'agarrada proporciona el grau de manipulabilitat i força requerit per la tasca.

El registre de la postura de la canella realitzat amb el goniòmetre permetrà identificar l'existència de postures extremes, les quals influeixen de forma decisiva en el desenvolupament de lesions musculoesquelètiques de tipus acumulatiu.

La filmació en vídeo permetrà també analitzar la postura global del cos. Per tal d'evitar lesions es recomana aconseguir una postura de treball amb la canella en posició neutra, els músculs relaxats i els colzes a 90° .

- (b) *Activitat muscular*: Durant la realització de les tasques es realitzarà el seguiment de la senyal EMG dels músculs extrínscs més importants (EC i FS, bàsicament); intentar mesurar l'activitat de més músculs es traduiria en un muntatge massa aparatós que impossibilitaria que el subjecte realitzara la tasca en les condicions apropiades. S'haurà d'assegurar que el nivell d'esforços musculars i la seua variació temporal no suposa un risc de desenvolupar lesions acumulatives.
- (c) *Distribució de pressions*: La distribució de pressions es mesurarà disposant una pel·lícula sensible a la pressió entre la mà i el mànec de l'eina. Per analitzar l'adequació de la distribució de pressions es tindrà en compte un valor límit de pressió distint en funció de la zona de la mà considerada.

És convenient assenyalar la necessitat d'investigació futura en l'estudi de relacions dels paràmetres del segon nivell del model causa-efecte amb els del tercer nivell.

3. Realització de *tests subjectius*. De la mateixa forma, s'utilitza, per a cada eina, una enquesta sobre la valoració de les seues característiques funcionals

i les sensacions experimentals del seu ús pels subjectes. Després de l'assaig amb les tasques típiques, els subjectes de l'assaig contesten a l'enquesta. Es realitzarà l'anàlisi estadística pertinent dels resultats d'aquestes enquestes.

Aquest protocol d'avaluació proposat requereix d'un gran nombre d'assajos per mesurar els paràmetres del segon nivell i per obtenir noves recomanacions de disseny, alguns d'ells no a l'abast de qualsevol. En aquest sentit, és convenient preguntar-se si un model biomecànic podria substituir aquestos assajos, o almenys reduir la quantitat necessària.

Els únics models biomecànics que s'han utilitzat en el camp del disseny d'eines manuals han estat models cinemàtics o gràfics com els de Davidoff i Freivalds (1993) o Vergara i Pérez (1996). Es tracta de models que simulen la geometria externa de la mà i els seus moviments, i que permeten avaluar el disseny de les eines exclusivament d'acord amb aspectes geomètrics, com ara l'anàlisi de l'espai lliure en l'agarrada de l'eina per a distints percentils de població, l'estudi de l'accessibilitat als controls de l'eina mantenint l'agarrada, etc. [Vergara i Pérez, 1996]. No s'han utilitzat, tanmateix, models biomecànics que tinguin en compte l'estructura interna de la mà i que permeten estimar els esforços interns, que com s'ha vist abans són un altre factor de risc per al desenvolupament de lesions musculoesquelètiques de tipus acumulatiu. Un model biomecànic que permetera estimar els esforços musculars podria eliminar la necessitat de registrar l'activitat muscular mitjançant EMG. És més, un model que permetera predir postures d'agarrada eliminaria també la necessitat de mesurar les postures amb goniometria o filmant en vídeo.

En aquesta tesi es pretén investigar l'aplicabilitat al disseny d'eines manuals d'un model biomecànic de la mà amb les característiques del model desenvolupat al capítol 4. Aquestes característiques es poden resumir en

1. Modelitza la mà completa, simulant la geometria externa de forma simplificada amb cilindres (Fig 5.2).

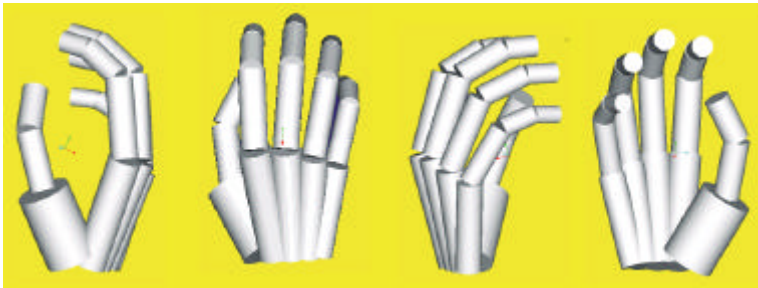


Figura 5.2: Geometria utilitzada per simular la mà.

2. El model és escalable, estant els paràmetres d'escalabilitat la longitud (LM) i l'amplària (AM) de la mà (Fig. 5.3).
3. És dinàmic.

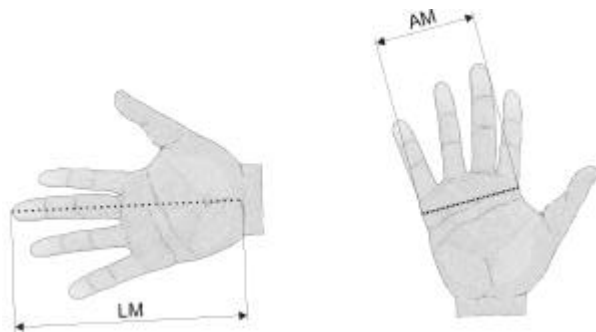


Figura 5.3: Paràmetres utilitzats per escalar el model. LM = Longitud de la mà, AM = Amplària de la mà.

4. Permet estimar la capacitat màxima d'agarrada per a distints tipus d'agarrada.
5. Permet estimar els esforços musculars durant la utilització d'eines manuals.

Amb aquestes premisses, en aquest capítol es presenten una sèrie d'aplicacions del model biomecànic desenvolupat, orientades a l'estudi de la capacitat del model per estimar els paràmetres del segon nivell de model causa/efecte presentat abans per tal de reduir els assajos necessaris per tal d'avaluar el disseny de l'eina. Així mateix s'estudiarà la capacitat del model per ajudar en l'obtenció de nous criteris de disseny i per comprovar també la validesa d'aquelles recomanacions que no disposen d'una base sòlida.

Abans d'entrar de ple en aquesta matèria és convenient introduir el concepte de *forma* o *tipus d'agarrada*. Com ocorre també amb l'ús d'eines manuals, la majoria de tasques realitzades amb la mà requereixen de l'agarrada d'un objecte, després d'haver realitzat un primer contacte que proporciona la seua localització relativa als dits, i també les seues característiques superficials (textura, etc.). El primer pas en el procés d'agarrada és la selecció d'una configuració específica dels dits respecte de l'objecte, consistent amb les restriccions imposades per l'objecte, la mà i la tasca a realitzar. Aquesta configuració és el que es coneix comunment com forma d'agarrada, i el seu estudi és el punt de partida dels estudis relacionats amb la manipulació o subjecció d'objectes. És per açò també que el primer apartat d'aquest capítol tractarà sobre els diferents tipus d'agarrada, incidint en les agarrades emprades per utilitzar les eines manuals.

La primera de les aplicacions del model que s'estudiaran en aquest capítol serà la d'un tipus d'agarrada concret i senzill entre els dits índex i polze, ja que moltes de les recomanacions en les quals es basa el disseny ergonòmic d'eines manuals tenen el seu origen en l'estudi experimental de les agarrades. A continuació s'estudiaran ja dues aplicacions del model sobre el disseny d'eines reals, el martell i les alicates. Al darrer apartat del capítol es presentaran les conclusions derivades d'aquestes aplicacions.

5.2 Formes d'agarrada

El treball amb una eina manual requereix, òbviament, de la seua agarrada. El primer pas en el procés d'agarrada i posterior manipulació és la selecció d'una configuració específica dels dits respecte de l'eina, consistent amb les restriccions imposades per les característiques de l'eina, la mà i la tasca a realitzar, que podem denominar forma d'agarrada. Quan es pretén realitzar l'estudi biomecànic d'una determinada tasca realitzada amb una eina manual per analitzar les forces involucrades en articulacions i tendons de la mà, el primer pas a realitzar és, doncs, la identificació de la forma d'agarrada. Aquesta és la raó per la qual és convenient estudiar els distints tipus de formes d'agarrada que es poden utilitzar i identificar quan s'utilitza cadascuna d'elles.

A la literatura es pot trobar un gran nombre de classificacions de tipus d'agarrada. Una interessant revisió sobre les distintes classificacions aparegudes a la literatura es pot trobar al treball d'Iberall (1997). Cronològicament la primera classificació fou la d'Schlesinger (1919), que proposava sis categories distintes, en funció de la forma de l'objecte agarrat: agarrada cilíndrica, amb la punta dels dits, ganxo, palmar, esfèrica i lateral (Fig. 5.4).

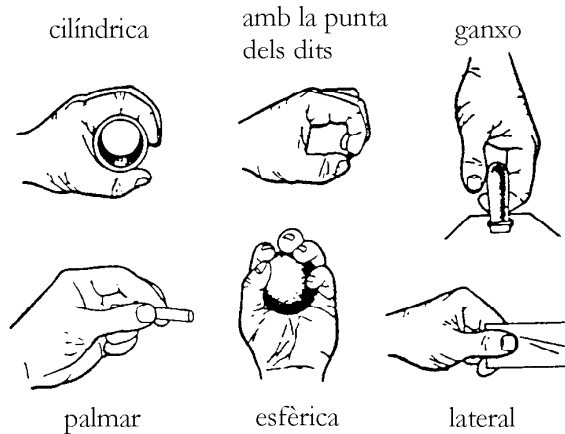


Figura 5.4: Classificació dels tipus d'agarrada, segons Schlesinger (1919).

Però l'elecció de l'agarrada depèn més de la tasca que s'ha de realitzar que de la grandària i forma de l'objecte [Hajian i Howe, pp], de forma que inclús durant la realització d'una tasca amb un únic objecte, la mà adopta diferents posicions per canviar les condicions de força aplicada, és a dir, canvia de forma d'agarrada. En aquest sentit, en 1956 Napier realitza la primera distinció entre agarrades de potència i de precisió, i que completa amb més detall en un treball posterior [Napier, 1980]. Es tracta d'una categorització definida per la funció que es pretén aconseguir, més que per l'aparença de l'objecte que s'ha de manipular. Per una part es considera l'*agarrada de potència*, definida com aquella en la qual predominen forces elevades. En aquest tipus d'agarrada juga un paper fonamental l'estabilitat o seguretat de l'objecte manipulat, la qual cosa es tradueix en una gran àrea de

contacte amb els dits i la palma; seria el cas, per exemple, de l'agarrada d'un martell. Per altra part, es considera un segon grup d'agarrades, anomenat *agarrada de precisió*, que són aquelles en les que predomina la sensitivitat i destresa, de forma que l'objecte normalment és subjectat amb les puntes dels dits i el polze; seria el cas, per exemple, de l'agarrada d'un bisturí.

Aquesta diferenciació entre agarrades de potència i de precisió ha estat, des d'aleshores, utilitzada en quasi la totalitat de les taxonomies desenvolupades. Això no obstant, distints autors presenten diferents modificacions. Així per exemple, Cutkosky i Howe (1990) assenyalen que en la selecció de la configuració dels dits respecte de l'objecte a agarrar intervenen simultàniament tant la forma de l'objecte, com la tasca que es pretén realitzar, de forma que intenta desenvolupar una classificació que té en compte aquests dos factors alhora, encara que no acaba de quedar clara en aquesta taxonomia la correspondència entre les tasques i la forma d'agarrada (Fig. 5.5).

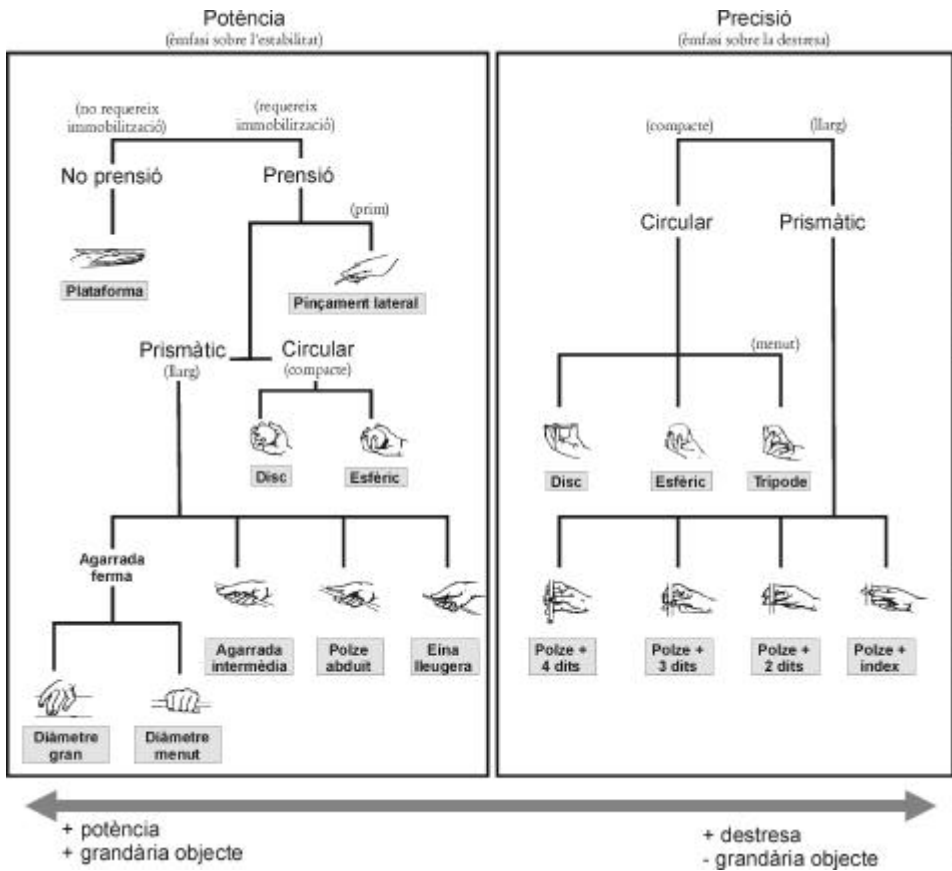


Figura 5.5: Taxonomia presentada per Cutkosky i Howe (1990).

Una altra classificació interessant és la presentada per Kapandji (1991). Es

tracta d'una classificació més sistemàtica, on la categorització es realitza tenint en compte els distints elements que intervenen en l'agarrada, i la zona de contacte de cadascun d'ells amb l'objecte manipulats. Aquesta classificació és especialment interessant perquè defineix unívocament les diferents formes d'agarrada, i perquè a partir d'ella és possible identificar una correspondència entre la forma de premsió i la tasca a realitzar amb ella. Així per exemple, distingeix entre preses digitals i palmars, i dintre d'aquestes va distingint segons quins dits intervenen, i segon quina zona és la de contacte. Prenent com a base aquesta classificació, s'ha desenvolupat en aquesta tesi una classificació pròpia que es presenta al següent apartat, i que serà la base de partida per poder estudiar les agarrades emprades amb eines manuals.

5.2.1 Classificació dels tipus d'agarrada

La classificació que es presenta a continuació es realitza en funció dels elements que intervenen en l'agarrada, i tenint en compte la zona de contacte de cadascun d'ells amb l'objecte manipulats. A més a més, se superposarà a aquesta classificació la categorització funcional introduïda per Napier (1980), diferenciant entre agarrades de potència, agarrades de precisió, i agarrades de transició potència-precisió:

1. Les agarrades de potència es defineixen com aquelles on predominen forces elevades, estant el manteniment de l'estabilitat de l'objecte agarrat la característica principal. Açò es tradueix en una gran àrea de contacte amb els dits i la palma de la mà, la qual juga un paper fonamental en aquest cas. Requereixen, doncs, que la mà s'adapte a la grandària i forma de l'objecte agarrat. Un exemple d'agarrada de potència és la subjecció d'un martell (Fig. 5.6).



Figura 5.6: Agarrada de potència per usar un martell.

2. D'altra banda, les agarrades de precisió es defineixen com aquelles en les que predomina la sensitivitat i destresa, de forma que l'objecte normalment és subjectat amb les puntes dels dits i el polze. En aquest cas l'estabilitat de l'agarrada ja no juga un paper tan important, sinó la manipulació de l'objecte. En aquest sentit cal recordar que des del punt de vista purament mecànic, una agarrada és estable quan en aparèixer una perturbació de la

posició de l'objecte els dits generen una força que restableix la seua posició original. A mesura que augmenta el nombre de restriccions sobre l'objecte, l'agarrada és més estable, però a la vegada les possibilitats de manipulació són menors. Així doncs, en el cas de les agarrades de precisió les zones de contacte són menudes, tractant-se normalment de les puntes dels dits. Un exemple és l'agarrada d'un soldador de components electrònics (Fig. 5.7).



Figura 5.7: Agarrada de precisió per utilitzar un soldador.

- Entre aquests dos tipus d'agarrada extrems es pot definir un tercer intermedi que es pot anomenar de transició potència-precisió. Dins d'aquest tipus entrarien les agarrades corresponents a tasques que tot i necessitant de la manipulació de l'eina, necessiten també d'un nivell d'esforços intermedi que es tradueix en la necessitat de recolzament de l'eina sobre la palma de la mà, però amb una superfície de contacte suficientment menuda com per no restringir massa la posició de l'objecte, permetent així la seua manipulació. Un exemple seria el cas de la utilització d'un tornavís (Fig. 5.8).



Figura 5.8: Agarrada de transició potència-precisió utilitzada per cargolar amb un tornavís menut.

És evident que les zones de contacte juguen un paper fonamental en la categorització funcional que s'acaba d'exposar. Les agarrades de precisió involucren només els dits, les agarrades transició potència-precisió necessiten a més d'un recolzament palmar, i en les agarrades de potència la palma està en contacte total amb l'objecte subjectat. És per això que s'ha triat en aquesta tesi presentar la

classificació de formes d'agarrada que es presenta tot seguit, en funció dels elements que intervenen en l'agarrada, i tenint en compte la zona de contacte de cadascun d'ells amb l'objecte manipulat.

A. DIGITALS (de precisió)

Es tracta d'aquelles agarrades on sols intervenen els dits per prendre l'objecte, sense cap tipus de recolzament palmar. Dins d'aquest tipus d'agarrada es poden diferenciar dues formes de prendre un objecte, en funció del número de dits que intervenen: bidigitals quan intervenen dos dits, i pluridigitals si n'intervenen més de dos.

A.1. BIDIGITALS

El tipus d'agarrada bidigital és aquell on només s'empren dos dits per immobilitzar un objecte. Segons els dits que intervenen es poden diferenciar els següents tipus d'agarrada:

A.1.1. POLZE + ÍNDEX

Dins d'aquest grup s'inclouen aquelles agarrades on només intervenen els dits polze i índex. Aquesta agarrada, juntament amb l'agarrada bidigital polze + medial, formen el que se sol conèixer com agarrada *tipus pinça*. Segons les zones de contacte entre els dits polze i índex, cal diferenciar les següents formes de prensió:

A.1.1.1. Oposició terminal

L'agarrada es realitza a la part més extrema de les polpes dels dits. És la presa més fina i precisa, utilitzada per prendre objectes molt menuts, com per exemple, una femella menuda (Fig. 5.9).



Figura 5.9: Agarrada bidigital terminal entre els dits índex i polze

A.1.1.2. Oposició subterminal

En el cas de l'oposició subterminal l'agarrada es realitza amb la part central de la polpa dels dits, i s'empra per prendre objectes relativament poc grossos, com per exemple un cargol (Fig. 5.10).

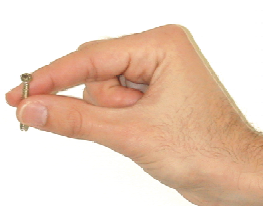


Figura 5.10: Agarrada bidigital subterminal entre els dits índex i polze.

A.1.1.3. Oposició subterminolateral

L'agarrada es realitza entre la part central de la polpa del dit polze i la part lateral de la falange medial del dit índex. Un exemple d'aquest tipus d'agarrada seria la presa d'una clau (Fig. 5.11).



Figura 5.11: Agarrada bidigital subterminolateral entre els dits índex i polze.

A.1.2. POLZE + MEDIAL

Es tracta de l'agarrada on només intervenen els dits polze i medial, i que com ja s'ha esmentat abans, entra dins de les anomenades agarrades tipus pinça. De manera anàloga a l'agarrada bidigital polze + índex, segons les zones de contacte es poden diferenciar els següents tipus, que ja han estat definits:

A.1.2.1. Oposició terminal (Fig. 5.12)

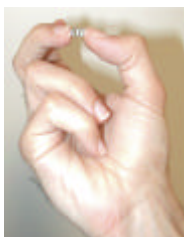


Figura 5.12: Agarrada bidigital terminal entre els dits medial i polze.

A.1.2.2. Oposició subterminal (Fig. 5.13)



Figura 5.13: Agarrada bidigital subterminal entre els dits medial i polze.

A.1.3. ÍNDEX + MEDIAL (Interdigital laterolateral)

El contacte en aquest tipus d'agarrada es realitza a la zona lateral dels dits índex i medial, com per exemple, sostenir una cigarreta. Es tracta d'una agarrada accessòria, feble i amb poca precisió (Fig. 5.14).

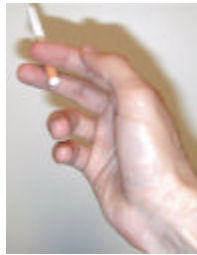


Figura 5.14: Agarrada bidigital interdigital laterolateral entre els dits medial i índex.

A.2. PLURIDIGITALS

Les preses pluridigitals són aquelles on intervenen més de dos dits. Permeten una presa més ferma que la bidigital. Segons el número de dits que intervenen es poden diferenciar tres grans grups d'agarrades:

A.2.1. TRIDIGITALS

Intervenien els dits polze, índex i medial. Aquest tipus d'agarrada pot realitzar-se amb diverses combinacions de les zones terminal, subterminal o lateral dels tres dits. En aquest cas la classificació de tipus de preses és més complexa, encara que les agarrades més usuals són:

A.2.1.1. Subterminal

En l'agarrada subterminal s'utilitzen les parts centrals de les polpes dels tres dits. Dins d'aquest tipus d'agarrada també es pot diferenciar entre l'agarrada *prismàtica* i la *circular*, segons la forma de l'objecte agarrat: la primera és la utilitzada en la presa d'un objecte cilíndric prim amb tres dits (Fig. 5.15.a), i la segona és la utilitzada per prendre una bola o un disc (Fig. 5.15.b); la diferència entre una i altra radica en les possibilitats de moviment dels dits en una i altra presa, i per tant de manipulació de l'objecte agarrat.

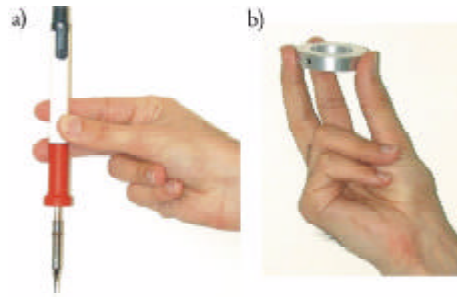


Figura 5.15: Agarrada tridigital subterminal prismàtica (a) i circular (b).

A.2.1.2. Subterminolateral

A l'agarrada subterminolateral la presa es realitza amb les polpes dels dits polze i índex, i amb la part lateral del dit medial. Un exemple és el cas de la presa d'una pilota o un disc menuts amb tres dits (Fig. 5.16).



Figura 5.16: Agarrada tridigital subterminolateral.

A.2.1.3. Subterminolateral amb recolzament a la comissura

Es tracta d'una variant de l'agarrada tridigital subterminolateral, com per exemple la presa que s'empra per escriure, per utilitzar un soldador o unes pinces, en la qual es recolza l'objecte a la comissura de la mà (Fig. 5.17).



Figura 5.17: Agarrada tridigital subterminolateral amb recolzament a la comissura.

A.2.1.4. Subterminolaterolateral

L'agarrada subterminolaterolateral es realitza amb la part lateral del polze, la part lateral de la segona falange del dit medial,

i la part central de la polpa del dit índex, i és la presa utilitzada normalment per desenroscar (Fig. 5.18).



Figura 5.18: Agarrada tridigital subterminolateral.

A.2.2. TETRADIGITALS

Si l'objecte és més gros i s'ha d'agafar amb major fermesa, s'empra la presa tetradigital. Els dits que intervenen en aquesta agarrada són el polze, índex, medial i anular. També en aquest cas l'agarrada pot realitzar-se amb diverses combinacions de les zones terminal, subterminal o lateral dels quatre dits, però les agarrades més usuals són:

A.2.2.1. Subterminal

S'utilitzen les parts centrals de les polpes dels quatre dits, com és el cas de la presa d'un objecte cilíndric prim amb quatre dits (Fig. 5.19).



Figura 5.19: Agarrada tetradigital subterminal.

A.2.2.2. Subterminolateral

El contacte es realitza a la part central de les polpes dels dits polze, índex i medial, i amb contacte lateral al dit anular. Un exemple és el cas de la presa d'una pilota o un disc amb quatre dits (Fig. 5.20).



Figura 5.20: Agarrada tetradigital subterminolateral.

A.2.3. PENTADIGITALS

A mesura que augmenta la grandària de l'objecte agarrat i/o la força necessària d'agarrada, es fa necessària la incorporació de més dits. Així s'arriba a les agarrades pentadigitals. De igual manera que amb les tetradigitals, segons les zones de contacte es pot distingir principalment entre:

A.2.3.1. Subterminal

S'utilitzen les parts centrals de les polpes dels cinc dits, com és el cas de la presa d'un objecte cilíndric prim amb tots els dits (Fig. 5.21).

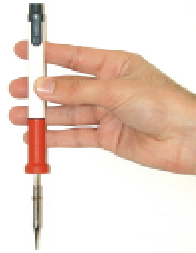


Figura 5.21: Agarrada pentadigital subterminal.

A.2.3.2. Subterminolateral

El contacte es realitza a la part central de les polpes dels dits polze, índex, mitjà i anular, i amb contacte lateral al dit menyeta. Un exemple seria la presa d'una pilota o un disc amb tots els dits (Fig. 5.22).



Figura 5.22: Agarrada pentadigital subterminolateral.

B. DIGITALS AMB AJUDA PALMAR (de transició potència-precisió)

A aquest grup corresponen aquelles agarrades on cal algun tipus de recolzament palmar. Dins d'aquest grup es troben les agarrades de transició potència-precisió. Bàsicament es tracta dels tipus d'agarrada digitals ja estudiats, on s'introdueix el contacte amb la palma, per augmentar la força de la presa, però sense que eixe contacte siga molt gran per permetre un elevat grau de manipulabilitat. Així, segons quins dits intervenen com a base de la subjecció es poden distingir els següents grups:

B.1. BIDIGITALS AMB AJUDA PALMAR

Sols es considerarà el cas més usual, on la base de subjecció és la formada pels dits índex i polze (altres combinacions són molt rares). Quant a les zones de contacte emprades, normalment hi ha una única possibilitat:

B.1.1. Bidigital subterminolateral amb ajuda palmar

Les zones de contacte serien la part central de la polpa del dit polze i la part lateral de la falange medial del dit índex com a base de la subjecció, amb l'addició de contacte palmar; la resta de dits es troben flexionats, però no agarren directament el mànec, encara que poden tenir algun contacte amb ell. Es tracta de la presa que s'empra per cargolar amb un tornavís menut de precisió (Fig. 5.23).



Figura 5.23: Agarrada bidigital subterminolateral amb ajuda palmar.

B.2. TRIDIGITALS AMB AJUDA PALMAR

Dins les agarrades tridigitals es poden diferenciar dos grups, segons quina siga la presa digital base de la subjecció:

B.2.1. Tridigital subterminal amb ajuda palmar

L'agarrada subterminal és la que s'empraria amb unes alicates (que disposen de sistema de retorn) que no permeteren l'agarrada amb més dits, per qüestió d'espai. Aquest darrer tipus d'agarrada pot realitzar-se també amb quatre o cinc dits, segons l'espai disponible als mànecs de les alicates: sempre es tendeix a fer servir el màxim possible de dits (Fig. 5.24).



Figura 5.24: Agarrada tridigital subterminal amb ajuda palmar.

B.2.2. Tridigital subterminolateral amb ajuda palmar

Un exemple seria l'agarrada que s'empra per situar un tornavís menut de precisió abans de cargolar (Fig. 5.25).



Figura 5.25: Agarrada tridigital subterminolateral amb ajuda palmar.

B.3. TETRADIGITALS AMB AJUDA PALMAR

B.3.1. Tetradigital subterminal amb ajuda palmar

Com ja s'ha esmentat, a mesura que augmenta l'espai disponible als mànecs de les alicates, per exemple, es tendeix a fer servir més dits. Així l'agarrada tridigital subterminal amb ajuda palmar deixa pas a la tetradigital (Fig. 5.26).



Figura 5.26: Agarrada tetradigital subterminal amb ajuda palmar.

I si augmenta més l'espai, es passa a:

B.4. PENTADIGITALS AMB AJUDA PALMAR

B.4.1. Pentadigital subterminal amb ajuda palmar (Fig. 5.27)



Figura 5.27: Agarrada pentadigital subterminal amb ajuda palmar.

C. PALMARS (de potència)

A aquest grup corresponen aquelles agarrades on el contacte palmar juga un paper fonamental per donar estabilitat a l'agarrada. La característica principal és que la mà s'adapta a la grandària i forma de l'objecte agarrat. La posició dels dits índex i polze en aquesta agarrada permet diferenciar els següents grups:

C.1. FLEXIONADA

És l'agarrada de potència per excel·lència. Tots els dits es flexionen envoltant completament l'objecte agarrat per donar-li màxima estabilitat. Es poden distingir distints tipus d'agarrada dintre d'aquest grup, en funció de la forma de l'objecte agarrat:

C.1.1. Esfèric (Fig. 5.28)



Figura 5.28: Agarrada palmar flexionada esfèrica.

C.1.2. Prismàtic (Fig. 5.29)



Figura 5.29: Agarrada palmar flexionada prismàtica.

C.2. AMB POLZE EN EXTENSIÓ

Es tracta d'una modificació de l'agarrada palmar flexionada de tipus prismàtic, on el dit polze s'extén per orientar l'objecte prismàtic agarrat amb l'eix longitudinal de l'avantbraç. És l'exemple de l'agarrada d'un tornavís per cargolar (Fig. 5.30).



Figura 5.30: Agarrada palmar amb el polze en extensió.

C.3. AMB ÍNDEX I POLZE EN EXTENSIÓ

És una modificació de l'agarrada anterior, on el dit índex s'extén també longitudinalment sobre l'objecte prismàtic agarrat, de forma que es facilita el control de la posició i orientació de l'eix de l'objecte. És l'exemple de l'agarrada d'un tornavís per situar-lo, tot just abans de cargolar (Fig. 5.31).



Figura 5.31: Agarrada palmar amb els dits índex i polze en extensió.

La classificació exposada en aquest apartat serà el punt de partida per identificar les agarrades utilitzades amb les eines manuals i en base a aquestes poder estudiar el seu disseny. Al següent apartat es presenten les formes d'agarrada utilitzades per a distints tipus d'eines manuals.

5.2.2 Eines manuals i formes d'agarrada

Per poder estudiar el disseny de les eines manuals és necessari conèixer com s'utilitzen. Cal identificar, doncs, les formes d'agarrada emprades amb cadascuna d'elles. A tal efecte s'ha realitzat un estudi sobre un grup de 15 subjectes per analitzar les agarrades sobre un conjunt d'eines manuals d'ús habitual. Aquesta investigació s'ha limitat a l'estudi de l'agarrada d'eines que s'empren amb una sola mà. Les taules 5.1 i 5.2 repleguen els resultats d'aquest estudi. En aquestes taules s'hi mostren les distintes formes d'agarrada observades per a cada eina.

Cal assenyalar que durant la realització d'aquest estudi s'ha pogut observar que per a una mateixa eina la forma d'agarrada emprada és distinta segons el subjecte.

Taula 5.1: Formes d'agarrada identificades per a eines d'ús comú. Agarrades de precisió.

	A.1.1	A.2.1			A.2.2		A.2.3	
	3	1	2	3	1	2	1	2
Alicates								
Ganivet								
Soldador				×				
Tisores		×	×		×	×	×	×
Burí		×			×			
Martell	×		×					
Pinces		×		×				
Llima		×						
Tornavís								

Taula 5.2: Formes d'agarrada identificades per a eines d'ús comú Agarrades de potència i de transició potència-precisió.

	B.1	B.2		B.3	B.4	C.1	C.2	C.3
	1	1	2	1	1	2	1	1
Alicates		×		×	×			
Ganivet			×					
Soldador								
Tisores								
Burí								
Martell	×	×				×	×	
Pinces								
Llima		×						
Tornavís	×	×					×	×

Aquesta variació de vegades és deguda al tamany relatiu mà-objecte, com és el cas de la presa d'alicates, on es tendeix a utilitzar tot l'espai disponible d'agarrada. Però en altres casos les diferències detectades en l'agarrada no es poden atribuir a aquesta raó, sinó més bé a preferències personals o a un diferent auto-aprenentatge en el procés d'ús de l'eina (prova-error), com és el cas de la utilització de les tisores, on la diversitat de formes d'agarrada ha estat ben àmplia.

L'anàlisi dels resultats d'aquest estudi ha conduït finalment a diferenciar els següents grups d'eines, per als quals es presenten també els distints tipus d'agarrada que s'utilitzen, d'acord amb les observacions experimentals:

1. Amb 1 mànec

En principi, es pot utilitzar qualsevol de les agarrades presentades abans. L'elecció d'un tipus o altre d'agarrada és funció, sobretot, de la tasca a realitzar amb l'eina. Així, els subjectes agarraven de distinta manera una mateixa eina depenent de l'acció que se'ls demanava simular. Aquest fet queda patent amb el tornavís, per al qual els subjectes tenien tendència a agarrar-lo amb l'agarrada palmar amb el polze en extensió, però que immediatament canviaven extenent també el dit índex si se'ls demanava que iniciaren la tasca sobre un determinat cargol (Fig. 5.32); una vegada situat el tornavís sobre el cargol, tornaven a canviar a l'agarrada palmar amb el polze en extensió.

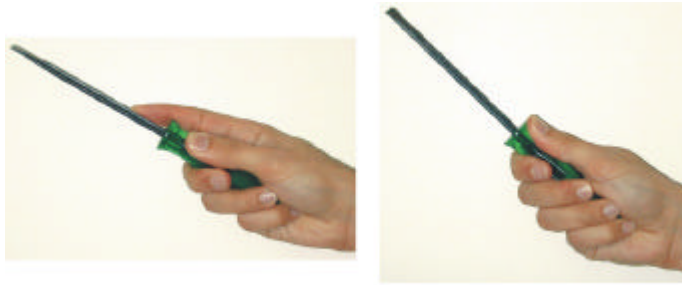


Figura 5.32: Agarrada del tornavís per situar l'eina abans de cargolar (esquerra), i per cargolar (dreta).

La magnitud de l'esforç a realitzar també influeix decisivament en la forma d'agarrada com és d'esperar, la qual cosa s'aprecia perfectament amb les distintes formes d'agarrada emprades per subjectar un xicotet martell per realitzar tasques de precisió, i per subjectar un martell de dimensions normals. Mentre que per subjectar el martell més lleuger els subjectes utilitzaven principalment l'agarrada bidigital subterminolateral amb un lleuger recolzament palmar, per subjectar el martell més pesat es veien obligats a augmentar el contacte palmar, utilitzant llavors l'agarrada palmar amb el dit polze en extensió.

2. Amb 2 mànecs

Per a eines que presenten dos mànecs, i que s'utilitzen amb una única mà, cal diferenciar entre les que disposen de sistema automàtic per retornar l'obertura entre els mànecs a la posició original, i les que no en disposen (Fig. 5.33).



Figura 5.33: Alicates amb sistema de retorn (esquerra) i sense sistema de retorn (dreta).

(a) *Amb sistema de retorn*

En aquest cas s'ha identificat que les eines són sempre agarrades utilitzant algun tipus d'agarrada pluridigital subterminal amb ajuda palmar.

El nombre de dits implicat depèn de l'espai disponible; la tendència és a utilitzar tots els dits que càpiguen sobre el mànec.

(b) *Sense sistema de retorn*

i. Amb orificis

L'exemple més comú és el de les tisores. S'ha comprovat que l'agarrada utilitzada en aquest cas és bàsicament de tipus pluridigital subterminal amb ajuda palmar. A un orifici s'introdueix el dit polze, i a l'altre s'introdueixen tants dits com en càpiguen (Fig. 5.34), començant bé pel dit índex o pel dit medial. Cas de començar pel dit medial, l'índex s'utilitza per recolzar. El següent dit que no cap a l'orifici pot utilitzar-se o no com recolzament. Per obrir l'eina s'utilitza la part exterior dels dits introduïts als orificis.



Figura 5.34: Diferents agarrades de les tisores segons la dimensió de l'orifici.

i. Sense orificis

També en aquest cas s'ha comprovat que s'empra l'agarrada pluridigital subterminal amb ajuda palmar per realitzar la força. Cal assenyalar que per obrir l'eina i col·locar-la al lloc es canvia la postura, de manera que s'introdueix un o diversos dits a la part interna dels mànecs per substituir el mecanisme de retorn (Fig. 5.35).



Figura 5.35: Agarrada de les alicates mentre s'obri l'eina.

5.3 Aplicació del model a l'estudi de l'agarrada subterminal índex-polze

5.3.1 Objectiu

L'acció més comuna durant la realització de tasques de precisió implica l'agarrada bidigital subterminal entre els dits polze i índex. (Fig. 5.36). És per això que el primer intent d'aplicació del model s'ha realitzat sobre aquest tipus d'agarrada, juntament amb la facilitat de la seua anàlisi en involucrar únicament 2 dits.



Figura 5.36: Agarrada bidigital subterminolateral entre els dits índex i polze.

Moltes de les recomanacions en les quals es basa el disseny ergonòmic d'eines manuals tenen el seu origen en l'estudi experimental de les agarrades que s'empren per usar-les, experiments on se solen mesurar tant aspectes objectius com subjektius. En aquest sentit, en aquest apartat es descriu un experiment realitzat per estudiar l'agarrada subterminal entre els dits índex i polze. S'analitzarà, doncs, si el model és capaç de reproduir els resultats obtinguts experimentalment. A continuació es descriu aquest experiment.

L'objectiu de l'experiment desenvolupat consisteix en la caracterització de la postura involucrada en aquest tipus d'agarrada i la seua possible relació amb la grandària de l'objecte agarrat i amb la màxima força que es pot exercir en cada cas.

5.3.2 Desenvolupament

L'experiment s'ha realitzat sobre un total de set subjectes, 4 homes i 3 dones, amb una edat mitjana de 27.7 anys. Cap dels subjectes no ha patit mai cap malaltia musculoesquelètica del membre superior. A la taula 5.3 queden reflexades les seues característiques.

Per realitzar l'experiment s'ha utilitzat un aparell especialment dissenyat a tal efecte que permet variar l'amplària de la zona d'agarrada, possibilitant així la simulació de l'agarrada d'objectes de distinta grandària. D'aquesta manera, variant l'amplària agarrada s'obliga els subjectes a canviar la postura adoptada pels dits, la qual està definida pels angles a les distintes articulacions. L'esmentat

Taula 5.3: Característiques dels subjectes participants a l'experiment. LM = Longitud de la mà; AM = Amplària de la mà; PM = Perímetre de la canella; PA = Perímetre de l'avantbraç; Fmax = Màxima força mesurada amb un dinamòmetre de Collins

Subjecte	Sexe	Edat (anys)	LM (mm)	AM (mm)	PM (mm)	PA (mm)	Fmàx
1	Dona	30	175	75	143	220	22
2	Home	25	198	90	170	275	34
3	Home	33	185	92	180	270	37
4	Home	25	200	92	180	290	42
5	Dona	22	168	75	160	238	26
6	Dona	29	180	76	145	200	19
7	Home	30	200	85	170	260	37
Valors mitjans (desv. estàndar)		27.7 (3.8)	186.6 (13.0)	83.6 (8.1)	164.0 (15.3)	250.4 (32.3)	31 (8.7)

aparell disposa d'una cèl.lula de càrrega, que ha estat convenientment calibrada per mesurar la força de compressió exercida sobre la zona d'agarrada (Fig. 5.37).

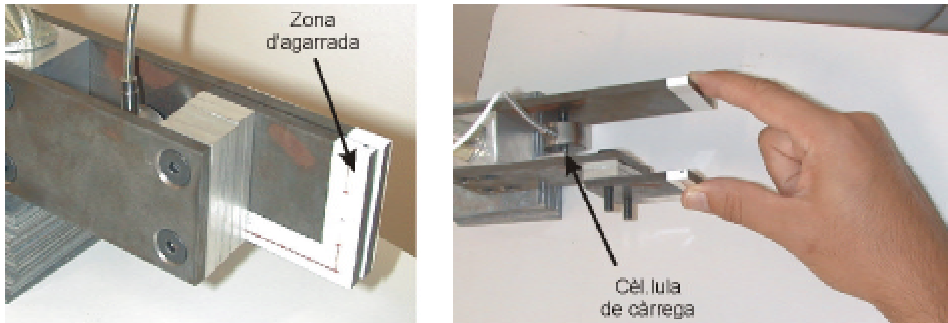


Figura 5.37: Aparell per mesurar la força de compressió per a diferents grandàries.

Durant l'experiment, el subjecte manté l'avantbraç recolzat sobre una superfície plana horitzontal. Especial precaució s'ha tingut per assegurar que cadascuna de les agarrades es realitza mantenint la canella en posició neutra, tant de flexió com de desviació lateral, per evitar el seu efecte sobre la màxima força mesurada.

Les amplàries de zona d'agarrada estudiades han estat de 12, 27 i 57 mm. Les mesures de màxima força s'han realitzat incrementant progressivament la força exercida durant uns 2 segons fins arribar al valor màxim voluntari, i mantenint aquest valor durant uns altres 3 segons. Com valor de la força màxima s'ha considerat l'avitjament de la força mantenida durant aquestos 3 segons [Daams, 1994], durant els quals no s'ha canviat en cap moment la postura de la canella i els dits.

Cada subjecte ha repetit 2 vegades l'agarrada per a cadascuna de les 3 grandàries anteriorment esmentades, la qual cosa fa un total de 42 mesures. L'ordre en que els subjectes han realitzat les agarrades s'ha realitzat de forma aleatòria, i assegurant un descans mínim de 30 segons entre cadascuna de les mesures per evitar l'efecte de la fatiga [Enoka i Stuart, 1992].

La postura de l'agarrada per a cada grandària s'ha obtingut aplicant la tècnica

fotogramètrica que es presentarà a continuació. Cal assenyalar que només s'ha mesurat la postura en una de les repeticions de mesura per a cada grandària, ja que com es veurà al següent apartat, la repetibilitat de les postures ha estat comprovada.

5.3.3 Tècnica fotogramètrica per mesurar la postura

En aquest apartat es presenta una tècnica fotogramètrica desenvolupada per mesurar la posició relativa dels segments de la mà durant una sèrie d'assajos estàtics sobre diferents formes d'agarrada.

La mesura de la postura de la mà presenta la dificultat de la menuda grandària dels segments (falanges) implicats, a la qual cosa s'ha d'afegir la necessitat d'utilitzar una tècnica *no invasiva*, atès el caràcter dels estudis que es pretenen realitzar. És a dir, la tècnica no ha de requerir la instrumentació del subjecte, per tal de permetre registrar la seua posició sense entorpir el seu comportament normal en situacions reals d'ús de les eines. Les úniques tècniques que ho permeten són les basades en imatges, bé de vídeo o bé fotografies. Atès que els experiments que es pretenen realitzar se centren en l'estudi d'agarrades estàtiques, no cal utilitzar imatges de vídeo, per la qual cosa s'ha optat per les fotografies digitals.

La tècnica desenvolupada per mesurar la postura de la mà es basa en la reconstrucció fotogramètrica d'una sèrie de punts localitzats sobre la pell dels diferents segments de la mà. La tècnica es pot resumir de la següent manera: Amb la mà en una posició de referència neutra, es defineix sobre cada segment un sistema de coordenades cartesià a partir d'uns marcadors que han estat convenientment situats. Per analitzar una postura d'agarrada determinada, s'obtenen les coordenades 3D dels marcadors en la posició d'agarrada, a partir de les coordenades 2D sobre diferents fotografies. D'aquesta manera és possible calcular la nova orientació dels sistemes de coordenades associats a cadascun dels segments, i a partir d'aquesta orientació es calculen els *angles fisiològics* girats en cadascuna de les articulacions de la mà.

Per establir correctament la tècnica, s'han investigat una sèrie de qüestions:

1. El procés de calibració de les càmeres, per corregir la deformació de les fotografies.
2. Nombre de fotografies necessàries i localització de les càmeres.
3. Localització i nombre de marcadors sobre cada segment.
4. Definició dels sistemes de coordenades i posició de referència neutra per a cada dit.
5. Càlcul dels angles fisiològics de les distintes articulacions a partir de la nova posició dels sistemes de coordenades.

S'han utilitzat dues càmeres digitals NIKON Coolpix 900. Els paràmetres mínims necessaris de calibració per passar de 2D a 3D són la distància focal, la

grandària de la imatge i les coordenades del centre de la lent [Lee i Rim, 1991]. Per tenir una major precisió es poden utilitzar, a més, paràmetres de la distorsió radial des del centre de la lent i de descentrat de les lents, estant aquest últim poc influent.

El procés de calibració de les càmeres s'ha realitzat amb l'ajuda del software PhotoModeler Pro 3.0 [Photomodeler, 1997]. El procés consisteix en la captació d'una sèrie de fotografies des de diferents punts de vista, d'una retícula calibrada. El plantejament i resolució de les equacions que lliguen les coordenades 2D en les fotografies amb les coordenades reals 3D per als punts de la retícula permeten obtenir els paràmetres de la càmera. Una vegada coneguts aquests paràmetres, és possible analitzar la localització en l'espai de qualsevol punt del que s'hagen pres almenys dues fotografies, plantejant novament les equacions que lliguen les coordenades.

La precisió del sistema de captació de coordenades 3D ha estat comprovada mitjançant la realització de fotografies a un pla a escala. S'ha calculat l'error relatiu en un conjunt de longituds sobre el pla en diferents orientacions. Aquest procés s'ha repetit en dues ocasions, amb diferents orientacions de les fotografies, havent-se observat un error inferior al 2% per a totes les longituds analitzades.

Una altra qüestió important que cal considerar per minimitzar l'error de mesura és el nombre de fotografies i la seua orientació. Malgrat que amb dues fotografies és suficient per localitzar cadascun dels punts, és convenient que els marcadors principals de cada segment apareguen almenys en tres fotografies. Quant a l'orientació dels trets de les càmeres, és preferible que els angles entre els trets siguin el més propers possible als 90° per tal d'augmentar la precisió. Si es trien bé els trets, el nombre mínim de fotos a realitzar oscil·la entre 6 i 8 en funció de l'agarrada. En la pràctica, s'estan realitzant un major nombre de fotos per agarrada per evitar problemes d'ocultament de marcadors i millorar la precisió.

5.3.3.1 Selecció dels marcadors

La selecció dels marcadors sobre la pell és un altre punt crític, ja que de la seua col·locació depèn en gran mesura la fiabilitat dels resultats. En la reconstrucció de sòlids rígids indeformables les principals fonts d'error són els paràmetres utilitzats en la calibració de les càmeres, l'origen dels trets de les càmeres i la precisió de l'obtenció de coordenades 2D sobre les imatges, entre d'altres. Però en el cas de la utilització de marcadors sobre la pell de la mà, als errors anteriors s'han d'afegir el lliscament de la pell respecte de l'os. Els principals aspectes a tenir en compte per escollir adequadament els marcadors són:

1. El nombre mínim de punts no alineats que es necessiten per definir la posició 3D de cada segment és de tres.
2. Els marcadors s'han d'escollir de forma que faciliten el càlcul dels angles fisiològics de rotació en les articulacions a partir dels sistemes de coordenades que defineixen.

3. Han d'estar localitzats sobre àrees amb mínim moviment de la pell.
4. S'ha d'evitar l'ocultament dels marcadors pels propis segments de la mà o per l'objecte agarrat.

La figura 5.38 mostra els marcadors definits per al dit índex i per al polze. Es pot apreciar que s'han utilitzat tres marcadors sobre cada segment del dit índex, i quatre sobre els del polze; la resta de dits es tracten com el dit índex. En tots els casos, dos dels marcadors es troben alineats amb el segment.

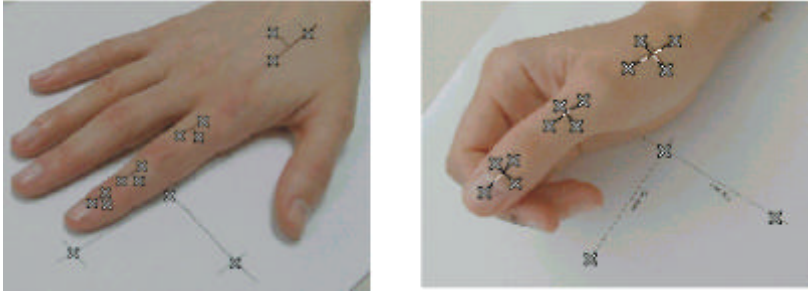


Figura 5.38: Esquerra: Marcadors sobre el dit índex, en la postura de referència utilitzada per als dits índex, medial, anell i menovell. Dreta: Marcadors sobre el dit polze, en la postura de referència utilitzada per a aquest dit.

5.3.3.2 Definició dels sistemes de coordenades

S'ha definit un sistema de coordenades cartesià sobre cada segment, a partir dels seus marcadors. Com l'objectiu és el d'obtenir angles de rotació amb sentit fisiològic, cada eix d'aquests sistemes s'ha definit paral·lel a un dels aproximats eixos de rotació fisiològics (flexió, abducció, pronació).

Les postures de referència utilitzades són les mostrades a la figura 5.38. La postura de referència per als dits índex, medial, anell i menovell correspon a la posició de repòs de la mà amb la palma i els dits recolzats sobre una superfície plana. La posició de referència del polze també correspon a una postura relaxada, on la polpa de la falange distal es recolza sobre l'articulació IFD del dit índex. Els marcadors i els sistemes de coordenades es defineixen amb la mà en aquestes postures. En aquestes postures es considera que els angles d'abducció són nuls, així com els de flexió per als dits índex, medial, anell i menovell, i per a l'articulació MCC del polze, mentre que per a la resta d'articulacions del polze la flexió es calcula com l'angle entre els eixos longitudinals dels sistemes de coordenades consecutius. En la postura de referència dels dits índex, medial, anell i menovell, els eixos es defineixen seguint els següents passos (Fig. 5.39):

1. L'eix Z és paral·lel en tots els sistemes de coordenades de cada dit, i normal a l'orientació del dit corresponent. Representa l'eix de flexió-extensió.
2. L'eix Y es defineix perpendicular a l'eix Z, coincident amb l'eix longitudinal de cada segment.

3. L'eix X és normal als eixos Y i Z, i representa l'eix d'abducció-adducció.

En la postura de referència del polze, els sistemes de coordenades es defineixen de la següent manera:

1. L'eix Y es defineix a partir dels dos marcadors alineats amb el segment, de forma que aquest eix és paral·lel a l'eix longitudinal de cada segment.
2. L'eix Z és perpendicular a l'eix Y, i paral·lel a la línia definida pels altres dos marcadors. Representa l'eix de flexió–extensió.
3. L'eix X és normal als eixos Y i Z, i representa l'eix d'abducció-adducció.

Els orígens de tots els sistemes de referència es troben sobre el marcador més proximal de cada segment.

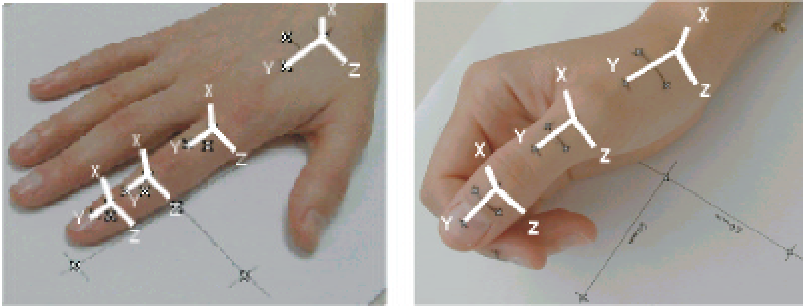


Figura 5.39: Sistemes de coordenades per als dits índex i polze.

5.3.3.3 Càlcul dels angles de rotació

Per als dits índex, medial, anell i menovell es consideren quatre graus de llibertat: flexió en les articulacions IFD i IFP, i flexió i abducció en les articulacions MCF. Per al dit polze es consideren cinc graus de llibertat: flexió en l'articulació IF, i flexió i abducció en les articulacions MCF i MCC. Així doncs, s'hauran de calcular un o dos angles de rotació fisiològics, depenent de l'articulació analitzada.

Per descomposar l'orientació relativa entre segments en dos rotacions amb sentit fisiològic caldria conèixer exactament la posició i orientació dels dos eixos de rotació anatòmics. Aquests eixos no són estrictament normals als segments, ni entre ells, com han mostrat diferents treballs [Casolo i Lorenzi, 1994; Brand i Hollister, 1992]. Això no obstant, i per tal de simplificar el problema, s'han considerat eixos normals corresponents als eixos dels sistemes de coordenades cartesianes definits sobre els segments. L'error introduït per aquest efecte és menyspreable en comparació amb l'error que introdueix la repetibilitat de la postura de referència i la localització dels marcadors, com es veurà més endavant.

Per a la postura d'agarrada a analitzar es calcula la posició 3D, i a partir d'ells es recalcula la posició dels sistemes de coordenades associats. El següent pas és el

càlcul dels angles de rotació fisiològics a partir de la nova localització dels sistemes de coordenades. Els angles en cada articulació s'obtenen a partir de la rotació (conveni d'Euler) entre els sistemes de coordenades associats als dos segments connectats per l'articulació. La seqüència de rotació considerada ha estat primer un gir al voltant de l'eix Z, després al voltant del nou eix X i finalment una rotació al voltant del darrer eix Y.

Per a les articulacions amb un grau de llibertat (flexió), la flexió correspon a la rotació al voltant de l'eix Z. Per a les articulacions amb dos graus de llibertat (flexió i abducció), la flexió correspon a la rotació al voltant de l'eix Z, i l'abducció a la rotació al voltant de l'eix X.

5.3.3.4 Precisió i fiabilitat de la tècnica

La precisió de la tècnica fotogramètrica per reconstruir coordenades 3D després d'haver realitzat la calibració de les càmeres és elevada, havent-se comprovat que l'error de mesura de longituds calibrades és menor del 2% en tots els casos.

En la repetibilitat de la tècnica influeixen la repetibilitat de la postura de referència i el possible efecte de la distinta col·locació dels marcadors utilitzats. Quant a la fiabilitat de la col·locació de marcadors i obtenció d'angles, la taula 5.4 mostra els resultats dels angles entre segments consecutius en les articulacions del dit índex per a una postura d'agarrada bidigital adoptada en 5 ocasions, corresponents a dues sessions distintes amb marcadors diferents per a cada sessió.

Taula 5.4: Resultats d'angles ($^{\circ}$) de flexió del dit índex en ocasions diferents. m: mitjana dels angles registrats; s: desviació típica dels angles registrats.

	MCF		IFP		IFD	
	m	s	m	s	m	s
Flexió	30,3	4,2	57,8	6,9	12,5	5,4
Abducció	-10,9	3,7	4,4	3,9	3,7	1,8
Pronació	0,6	1,2	4,5	0,3	-2,3	3,5

En l'articulació MCF s'observa que els valors significatius d'angles són els corresponents als seus dos graus de llibertat, mentre que apareix un angle de pronació insignificant. En les altres dues articulacions, s'observa de la mateixa forma que l'angle corresponent al seu grau de llibertat és el més significatiu, si bé en aquest cas s'aprecien angles de pronació i abducció quelcom més significatius, degut principalment a que l'orientació real dels eixos de rotació no és perpendicular als segments, com ja s'ha esmentat anteriorment. Així doncs, l'efecte de la utilització de eixos de rotació normals als segments i entre ells en lloc dels reals es pot observar en els valors dels angles residuals, és a dir, l'abducció i la pronació de les articulacions amb un sol grau de llibertat i la pronació en les que en tenen dos. El valor mitjà d'aquests valors és menor de 2.2° .

Aquests resultats també poden ser utilitzats per comprovar la repetibilitat de les postures d'agarrada. En aquest sentit, es pot apreciar que l'articulació més repetible és la MCF, segons es comprova pels seus menors valors de desviació típica

de mesures. La causa per la qual les altres articulacions presenten valors majors pot ser la dificultat d'estabilització de l'articulació IFD.

Quant a la repetibilitat de la postura de referència, els resultats són similars als anteriors. El nivell de flexió dels segments s'ha mesurat en tres ocasions amb els mateixos marcadors. La taula 5.5 mostra la desviació típica de l'angle de rotació dels sistemes de coordenades associats a cada segment del dit índex al voltant de l'eix Z (flexió). Els valors de desviació típica mostren que és una postura molt repetible, més que la postura d'agarrada.

Taula 5.5: Desviació típica de l'angle de flexió de les articulacions del dit índex en la postura de referència.

MCF	IFP	IFD
0,1	4,1	0,7

Dels resultats obtinguts es pot concloure que la tècnica de mesura d'angles de la mà presentada és adequada per als objectius perseguits. Els errors induïts per la utilització d'eixos de rotació normals als segments i entre ells en lloc dels reals són acceptables. Els marcadors sobre la pell seleccionats, els eixos definits sobre ells, i la postura de referència utilitzada per definir els angles, permeten una aproximació suficientment precisa dels angles reals entre segments. A més, cal assenyalar que aquest sistema de mesura de la postura de la mà sense instrumentació alguna del subjecte, assenta les bases per registrar la seua posició sense entorpir el comportament normal dels subjectes en situacions reals d'ús de les eines.

5.3.4 Resultats

La taula 5.6 presenta els valors mitjans i les desviacions estàndar per als angles de rotació de les distintes articulacions del dit índex i del polze. La taula 5.7 presenta els valors per al dit índex, diferenciant per a les tres grandàries estudiades.

Taula 5.6: Valors mitjans i desviació estàndar per als angles de rotació de les articulacions dels dits índex i polze durant l'agarrada subterminal índex-polze amb distintes grandàries de la zona d'agarrada.

		Mitjana (°)	Desviació estàndar (°)
Índex	Flexió MCF	45.06	15.20
	Abducció MCF	-1.14	9.14
	Flexió IFP	26.43	15.67
	Flexió IFD	24.95	12.34
Polze	Flexió MCC	15.05	7.15
	Abducció MCC	3.39	5.84
	Flexió MCF	10.33	8.83
	Abducció MCF	15.00	4.91
	Flexió IF	-12.11	14.64

Taula 5.7: Valors mitjans i desviacions estàndar (entre parèntesi) per als angles mesurats per a les distintes articulacions del dit índex, en funció de les distintes grandàries estudiades.

	Flex. MCF (°)	Abd. MCF (°)	Flex. IFP (°)	Flex. IFD (°)
12 mm	55.51 (10.25)	0.71 (7.09)	36.00 (15.34)	20.71 (10.52)
27 mm	46.98 (11.98)	-0.29 (9.32)	23.86 (11.91)	25.57 (15.55)
57 mm	32.70 (14.56)	-3.86 (11.32)	19.43 (16.42)	28,57 (10.89)

De l'anàlisi estadística d'aquestes mesures s'ha pogut observar una correlació significativa entre la grandària agarrada i els angles de flexió de les articulacions MCF i IFP del dit índex (coeficients de Pearson -0.442 i -0.628, respectivament). Aquesta diferència pot apreciar-se també als diagrames de caixes de la figura 5.40. També s'ha pogut observar una correlació significativa entre els angles de flexió de les articulacions MCC i IF del dit polze (-0.638). No s'ha pogut identificar cap correlació significativa entre la grandària agarrada i la resta d'angles, ni entre els mateixos angles. Cal assenyalar que per a les postures estudiades l'angle de flexió de l'articulació IFD del dit índex es troba forçat mentre s'hi està aplicant força, la qual cosa explica que no s'haja identificat cap correlació entre els angles de flexió de les articulacions IFP i IFD, en contraposició a les observacions reportades per altres autors [Buchner *et al*, 1988] durant l'anàlisi de moviments lliures.

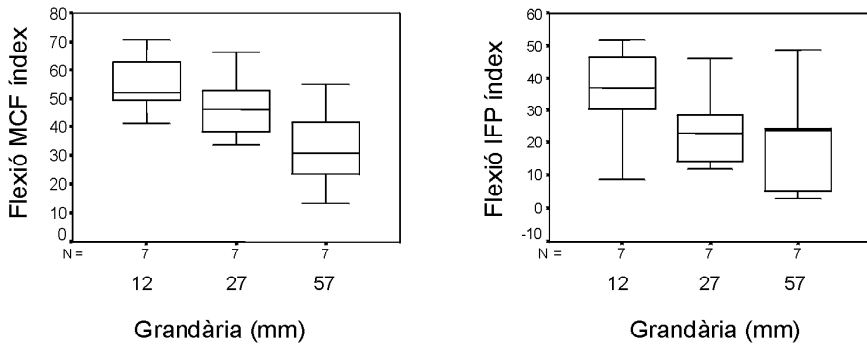


Figura 5.40: Representació en diagrames de caixes dels angles de flexió de les articulacions MCF i IFP del dit índex mesurats durant l'experiment per a les tres grandàries estudiades.

S'ha realitzat una sèrie d'anàlisis de conglomerats per analitzar si es poden identificar distintes patrons posturals de l'agarrada en estudi durant la realització del màxim esforç voluntari. Aquestes anàlisis s'han dut a terme amb diferent nombre de grups i considerant els angles de flexió i abducció del dit índex com a variables classificadores. La millor classificació (major afinitat interna i diferències més grans entre grups) s'ha obtingut de l'anàlisi amb 3 grups i considerant els 3 angles de flexió com a variables classificadores. Les dades per als centres dels conglomerats obtinguts es presenten a la taula 5.8, estant equilibrat el nombre de

casos en cada grup.

Taula 5.8: Valors mitjans dels angles de flexió de les articulacions del dit índex per al 3 grups identificats amb l'anàlisi de conglomerats.

	Conglomerat		
	1 (8 casos)	2 (7 casos)	3 (6 casos)
Flexió MCF ($^{\circ}$)	53.85	50.19	26.65
Flexió IFP ($^{\circ}$)	11.00	41.67	28.83
Flexió IFD ($^{\circ}$)	30.63	17.07	27.33

Els tres grups identificats corresponen a les postures mostrades a la figura 5.41. El primer grup presenta les articulacions MCF i IFD més flexionades; en el segon grup són les articulacions IFP i IFD les que presenten major grau de flexió; i en el tercer grup les tres articulacions es troben lleugerament flexionades. S'ha realitzat també una anàlisi de conglomerats similar per als angles de rotació de les articulacions del dit polze, però no s'han pogut identificar en aquest cas cap tipus de patrons posturals.

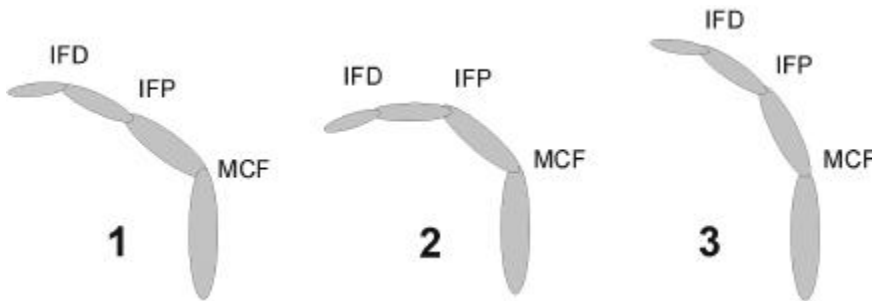


Figura 5.41: Patrons posturals identificats per al dit índex durant l'agarrada subterminal estudiada.

Tenint en compte que és el dit índex qui defineix el límit de màxima força exercible en l'agarrada en estudi (el polze és molt més potent), només s'han estudiat les relacions entre la postura de l'índex i la màxima força mesurada en l'experiment.

Per tal de minimitzar el possible efecte de la diferent capacitat muscular de cada subjecte sobre els valors de força exercida mesurats, aquestes forces han estat normalitzades utilitzant la màxima força d'agarrada mesurada amb un dinamòmetre de Collins per a cadascun dels subjectes. La figura 5.42 mostra la diferència de forces mesurades per a cada subjecte abans i després de la normalització. Es pot observar com la normalització proporciona un valor mitjà de força més uniforme entre subjectes. D'aquesta manera les diferències observades seran degudes a les distintes postures adoptades per cada subjecte i no a la fortalesa dels mateixos.

De l'anàlisi de les mesures realitzades no s'ha pogut observar cap tipus de correlació entre la força normalitzada i les distintes gruixàries utilitzades en les agarrades. Tampoc s'ha detectat correlació alguna de la força màxima normalit-

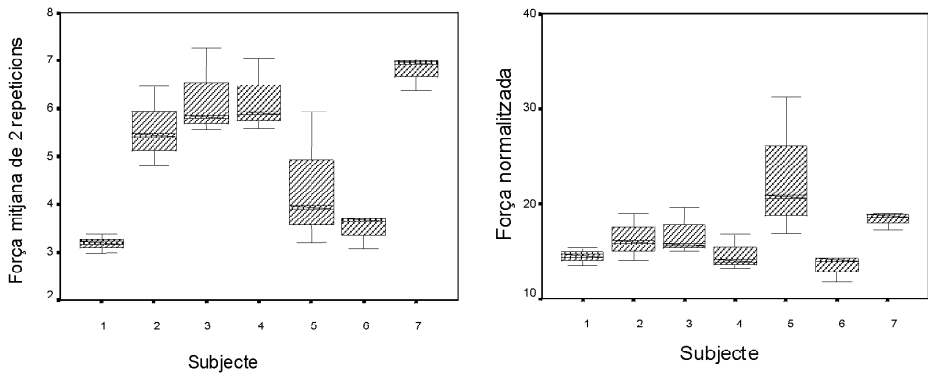


Figura 5.42: Diferències de forces entre subjectes abans (esquerra) i després de la normalització (dreta).

zada amb els angles dels dits índex o polze de forma aïllada. Però sí que s’han identificat diferències significatives (<0.05) per a les forces normalitzades entre els tres patrons posturals descrits anteriorment (Fig. 5.43).

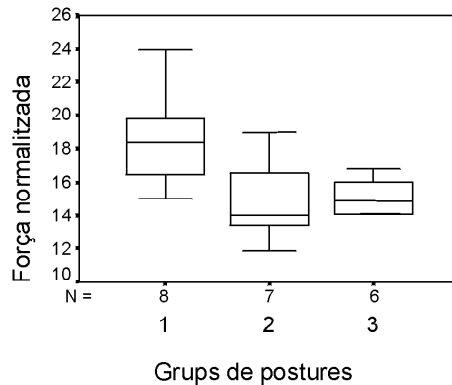


Figura 5.43: Diferències en la força normalitzada entre els 3 patrons posturals identificats.

5.3.5 Reproducció amb el model

S’ha intentat reproduir aquestos resultats amb el model biomecànic de la mà desenvolupat. Amb aquesta finalitat s’han introduït al model biomecànic els paràmetres necessaris per simular l’experiment. S’han introduït els angles en cadascuna de les articulacions, definint la postura de cadascun dels grups o patrons posturals; també s’han introduït al model els paràmetres antropomètrics mitjans corresponents a cada grup. En aquesta situació s’ha realitzat amb el model l’estimació de la força màxima exercible pel dit índex per a cadascun dels grups posturals. A la taula 5.9 es presenten les forces màximes estimades pel model biomecànic, juntament amb els valors mitjans mesurats en l’experiment per a cadascun dels

grups. També s'hi presenta en aquesta taula la relació entre els valors estimats i els experimentals per a cada grup. Com es pot observar, el model subestima les forces màximes, però aconsegueix reproduir el patró experimental quant a l'efecte de la postura i dels paràmetres antropomètrics sobre la força màxima estimada.

Taula 5.9: Forces mesurades i forces estimades pel model biomecànic per a cadascun dels grups.

	Força mitjana experimental (N)	Força estimada (N)	Força experimental / Força estimada
Grup 1	55.23	44.20	1.25
Grup 2	48.75	37.23	1.31
Grup 3	43.16	35.33	1.22

Aquests resultats proven la utilitat del model biomecànic per a l'estudi d'agarrades; el model permet estudiar les relacions força-postura de les diferents formes d'agarrada, amb la qual cosa es podria reduir la part experimental dels assajos per realitzar aquest tipus d'estudis, en eliminar la necessitat de mesurar forces màximes d'agarrada. Això no obstant, els assajos continuarien estant necessaris per mesurar les postures, ja que, a hores d'ara, la postura és un paràmetre d'entrada al model, en no disposar de la possibilitat d'estimar-les.

5.4 Aplicació del model a l'estudi del disseny del mànec de martells

5.4.1 Introducció

El martell és una eina d'ús habitual en tasques realitzades en treballs de sectors industrials molt variats. Cal direrenciar tres grups de martells segons el nivell de força o de manipulabilitat que requereixen:

1. D'una banda es troben els martells utilitzats en tasques de precisió, que són menuts i lleugers per facilitar la seua manipulabilitat (Fig. 5.44); un exemple són els martells utilitzats en les joieries. Aquest tipus de martells s'empren utilitzant agarrades digitals, bé bidigital subterminolateral o bé tridigital subterminolateral, en funció de la grandària del martell (Taula 5.1).



Figura 5.44: Exemple d'agarrada bidigital d'un martell de precisió.

2. D'altra banda es troben els martells utilitzats en tasques on es requereix exercir una força elevada, la qual cosa es tradueix en una gran massa i grandària de l'eina; és el cas més usual, estant utilitzades sobre tot en empreses dels sectors metàl·lic, fusta i construcció. En aquest cas s'empren utilitzant agarrades de tipus palmar, bé palmar flexionada prismàtica o bé palmar amb el polze en extensió (Taula 5.2).
3. Entre un i altre cas es troben els martells de massa i grandària intermèdia, utilitzats en tasques on es necessita d'un cert grau de manipulabilitat de l'eina, alhora que cal realitzar una força de nivell considerable. S'utilitzen llavors agarrades de transició potència-precisió, com són les agarrades bidigital o tridigital subterminolateral amb recolzament palmar (Taula 5.2).

Aquest apartat se centrarà en l'estudi del disseny de mànecs de martells del segon grup. Per centrar la problemàtica al voltant del disseny de martells és convenient presentar els resultats d'un treball de camp realitzat dintre d'un projecte d'investigació per al desenvolupament d'una metodologia per a l'anàlisi i avaluació del disseny ergonòmic d'eines manuals [Pérez i Vergara, 1997]. Aquest estudi de camp tenia l'objectiu d'estudiar els principals problemes associats a l'ús d'eines manuals i comprovar les característiques de les eines que més afecten en la seua valoració subjectiva. L'estudi es va realitzar sobre un total de 27 empreses de distints sectors. En total es van passar 293 enquestes a un total de 70 treballadors i 155 eines diferents. La taula 5.10 reflexa el percentatge de defectes trobats pels usuaris dels martells. Aquesta taula també presenta el valor estimat d'importància de cada paràmetre, per a la qual cosa s'han utilitzat taules de contingència creuant les opinions de cada paràmetre amb l'opinió global de l'eina. Concretament, s'ha calculat el valor de l'estadístic D de Sommers i el nivell de significació, que és un índex de la influència que té la presència del defecte sobre l'opinió global expressada per l'usuari. Les característiques susceptibles de millora serien aquelles que influeixen molt sobre l'opinió global de l'eina i alhora són molt defectuoses. A la figura 5.45 s'han representat les característiques en funció de la importància i la freqüència del defecte. D'aquesta figura es pot concloure que les principals característiques que han de ser millorades en les eines manuals són aquelles que impedeixen el lliscament del mànec, en primer lloc i a continuació la gruixària dels mànecs.

Taula 5.10: Percentatge de defectes trobats pels usuaris de martells a l'estudi de camp realitzat.

Paràmetre	Defecte	Percentatge	Importància
Gruixària del mànec	prim	11%	0.77
	gros	4%	
Longitud del mànec	llarg	4%	0.99
Pes de l'eina	excessiu	7%	0.30
Rugositat	lliscadís	11%	0.99
Grandària general	gran	4%	0.93
Grandària cap	menut	4%	0.56

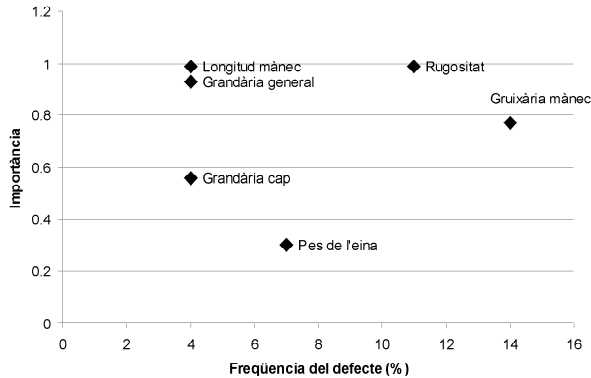


Figura 5.45: Nivell d'importància i freqüències de defectes de les característiques dels martell.

S'analitzarà a continuació l'efecte dels paràmetres identificats pels subjectes com característiques del disseny del mànec dels martells susceptibles de ser millorades. Amb tal finalitat cal assenyalar que durant la utilització del martell és fonamental assegurar la solidaritat mà-eina. La mà no s'empra en aquest cas com un element manipulador, sinó com element de fixació de l'eina al cos; l'element manipulador en aquest cas és el braç, el qual s'encarrega de realitzar el moviment necessari durant la utilització del martell. Així doncs, quan s'empra un martell per realitzar tasques de potència s'ha d'assegurar que mà i martell formen una sola entitat, evitant en tot moment el lliscament de l'eina sobre la mà. Aquesta solidaritat mà-eina s'aconsegueix si l'esforç de fregament entre les superfícies en contacte és suficientment gran com per oposar-se al reliscament. En aquest sentit, sobre l'esforç de fregament influeixen dos factors. D'una banda l'esforç de fregament màxim que es pot oposar al lliscament és proporcional a la rugositat del material. I d'altra banda és directament proporcional a la força normal de contacte. És evident que un augment de la rugositat del material de mànec es tradueix en el consegüent increment del màxim esforç de fregament, la qual cosa ajudarà a evitar el lliscament. Quant a la gruixària del mànec, la seua importància radica en la influència que aquest paràmetre té sobre l'esforç màxim que la mà pot realitzar sobre el mànec, que com ja s'ha esmentat abans és un dels factors que influeix sobre el màxim esforç de fregament que es pot aconseguir, i consegüentment sobre la solidaritat mà-eina. Aquest efecte és el que s'analitzarà a continuació, per a la qual cosa es farà ús del model biomecànic de la mà desenvolupat.

A la literatura es poden trobar distints valors de gruixàries recomanades per a mànecs d'eines de potència, variant entre 3 i 5 cm segons la font bibliogràfica. Aquestes recomanacions tenen el seu origen en treballs experimentals [Mital i Kilbom, 1992b; Cacha, 1999]. A continuació s'utilitzarà el model biomecànic desenvolupat per estudiar l'efecte de la variació de la gruixària del mànec sobre la màxima força normal de contacte, per tal d'analitzar si hi ha una gruixària de mànec òptima, i si aquest valor es correspon amb les recomanacions de la literatura.

5.4.2 Aplicació del model a l'estudi de la gruixària òptima del mànec dels martells

En aquest apartat s'estudiarà l'efecte de la variació de la gruixària del mànec sobre la màxima força normal de contacte. Amb tal finalitat s'ha simulat l'agarrada d'un martell amb distintes gruixàries del seu mànec (Fig. 5.46). Per realitzar l'estudi s'ha considerat que el martell s'empra amb l'agarrada palmar flexionada prismàtica.

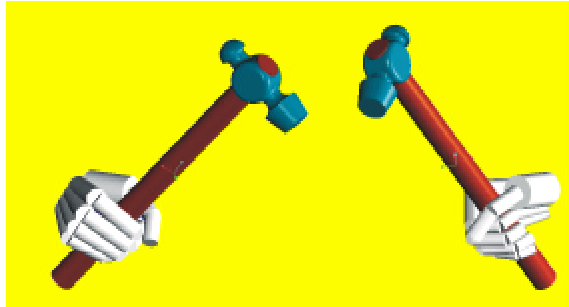


Figura 5.46: Simulació de l'agarrada d'un martell amb l'agarrada de potència flexionada prismàtica.

Per realitzar les proves, els mànecs han estat substituïts per cilindres, estant els diàmetres estudiats de 26, 31, 38, 44 i 51 mm. S'ha mesurat la postura adoptada per dos subjectes representants de dos grups de població distintes: el primer de grandària mitjana gran i el segon menuda. Les característiques antropomètriques dels subjectes es reflexen a continuació:

	Longitud de mà (mm)	Amplària de mà (mm)
Subjecte 1	200	80
Subjecte 2	175	75

La figura 5.47 mostra la simulació gràfica de dues de les postures mesurades. Aquestes postures, juntament amb els punts de contacte estimats a partir de la intersecció del cilindre agarrat amb els cilindres que representen el segments ossis, han estat introduïdes al model biomecànic per obtenir la màxima força d'agarrada en cada cas. Es considerarà que la força d'agarrada és la suma escalar de les forces normals al mànec. Per calcular la màxima força d'agarrada s'ha maximitzat la suma escalar de les forces de contacte entre el cilindre i les distintes falanges, forces que s'han suposat normals a l'eix longitudinal de les falanges.

5.4.3 Resultats

Les figures 5.48 i 5.49 mostren la variació de la màxima força d'agarrada estimada pel model biomecànic per als distintes diàmetres de cilindres agarrats per als subjectes 1 i 2, respectivament. En totes dues gràfiques es pot identificar un màxim. El diàmetre òptim és similar per als dos subjectes estudiats, estant al voltant de 34 mm per al subjecte 1, mentre que per al subjecte 2 està al voltant de 31 mm.



Figura 5.47: Distintes vistes de la simulació de l'agarrada cilíndrica amb dos cilindres de distint diàmetre: Les figures superiors corresponen a 38.1 mm i les inferiors a 25.4 mm.

Aquestes estimacions estan d'acord amb les observacions experimentals del treball de Lee i Rim (1991) esmentat a l'apartat 4.4.7.2, i reflexades a la figura 4.79.

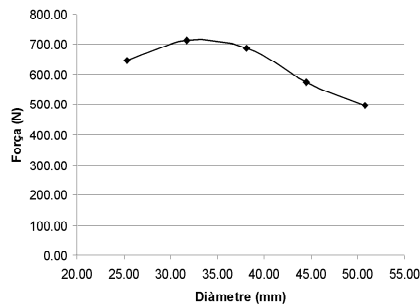


Figura 5.48: Evolució de la màxima força d'agarrada estimada amb el diàmetre del mànec per al subjecte 1. LM = 200 mm, AM = 80 mm.

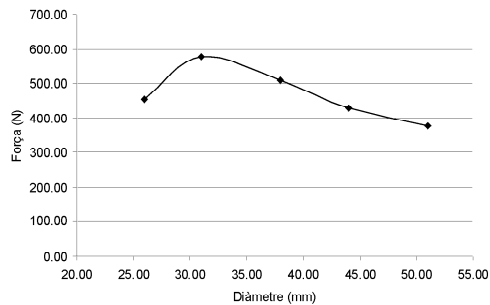


Figura 5.49: Evolució de la màxima força d'agarrada estimada amb el diàmetre del mànec per al subjecte 2. LM = 175 mm, AM = 75 mm.

A les figures 5.50 i 5.51 es mostra, per als subjectes 1 i 2 respectivament, la contribució de cada dit a la màxima força d'agarrada per als diferents diàmetres. El dit medial és el dit que proporciona la major part de la potència de pressió, seguit pel dit índex, el dit anell, i per últim el menovell. Els dits medial i índex proporcionen, conjuntament, entre un 60 i un 70 % de la potència total de pressió. També es pot observar en aquest cas la similitud del comportament estimat pel model amb els resultats experimentals del treball de Lee i Rim (1991) tractat a l'apartat 4.4.7.2, i reflexats a la figura 4.80.

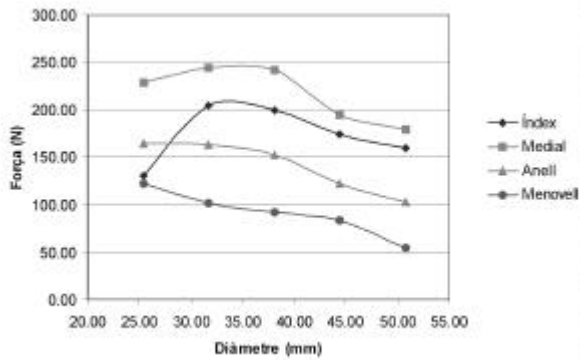


Figura 5.50: Contribució de cada dit a la màxima força d'agarrada estimada per als diferents diàmetres analitzats, per al subjecte 1. LM = 200 mm, AM = 80 mm.

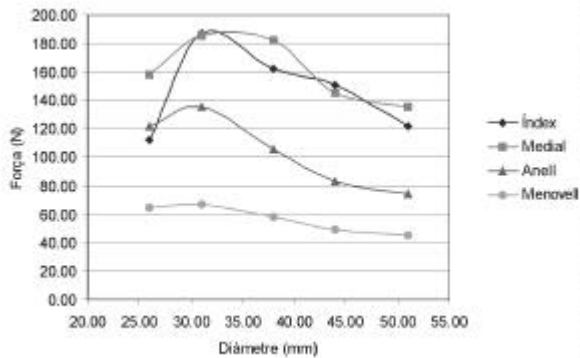


Figura 5.51: Contribució de cada dit a la màxima força d'agarrada estimada per als diferents diàmetres analitzats, per al subjecte 2. LM = 175 mm, AM = 75 mm.

És interessant analitzar també la contribució que cadascuna de les falanges d'un determinat dit realitzen sobre l'esforç total generat. Les figures 5.52 i 5.53 mostren aquesta contribució per al dit anell per a tots dos subjectes. Les corbes per a la resta de dits presenten la mateixa tendència. Es pot observar com, excepte per a diàmetres molt menuts, el dit té tendència a despegar la falange medial per tal d'incrementar la força d'agarrada, fet fàcilment contrastable experimentalment.

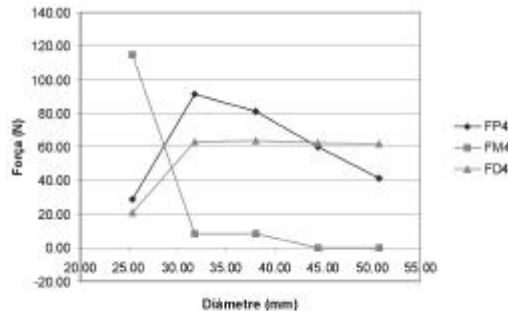


Figura 5.52: Evolució de la contribució a la màxima força d'agarrada de cadascuna de les falanges del dit anell. LM = 200 mm, AM = 80 mm.

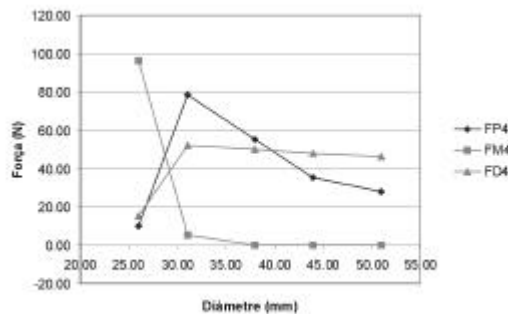


Figura 5.53: Evolució de la contribució a la màxima força d'agarrada de cadascuna de les falanges del dit anell. LM = 175 mm, AM = 75 mm.

Un error habitual en el disseny d'eines manuals és seleccionar la grandària del mànec en funció de la de l'eina (per exemple, joc de tornavís a escala). Els mànecs s'han de dissenyar en funció de la força que s'ha de desenvolupar, de la manipulabilitat que es desitja, i de la grandària de la mà. En aquest sentit s'ha provat en aquest apartat que el model biomecànic pot ser utilitzat per buscar la gruixària de mànecs de martell que proporciona la màxima força d'agarrada. Açò és important, ja que experimentalment s'ha comprovat la relació de la força exercida pels músculs extrínscs i la força d'agarrada que s'estiga realitzant (veure l'apartat 4.4.7.2); la força sobre aquestos músculs s'ha comprovat ser proporcional a la que tenen quan es realitza l'esforç màxim amb la mateixa agarrada, fet que també ha aconseguit reproduir el model biomecànic (apartat 4.4.7.2). Així doncs,

aconseguir una gruixària que proporcione una major força màxima exercible es tradueix en una menor força sobre els músculs extrínsecs durant l'ús del martell en condicions normals. Amb la reducció dels esforços sobre aquestos músculs s'aconsegueix el desitjable objectiu de reduir la probabilitat de desenvolupar lesions acumulatives.

5.5 Aplicació del model a l'estudi del disseny d'alicates

5.5.1 Introducció

Una altra eina d'ús habitual són les alicates. Aquest apartat se centrarà en l'estudi del disseny del seu mànec. Les alicates poden classificar-se segons disposen o no de sistema de retorn, i també segons si s'empren per tallar o simplement per subjectar (Fig. 5.54). Normalment s'anomena *tenalles* a les alicates grosses o a les destinades a arrencar claus o a tallar filferro.

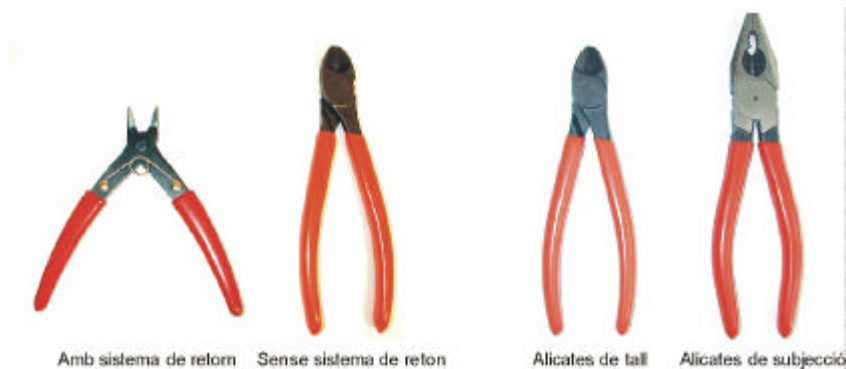


Figura 5.54: Tipologia d'alicates.

A les taules 5.1 i 5.2 de l'apartat 5.2.2 es repleguen les distintes formes d'agarrada observades per a distintes eines, resultat d'un estudi amb un reduït nombre de subjectes per analitzar les agarrades sobre un conjunt d'eines manuals d'ús habitual, entre les quals figuraven les alicates. S'ha pogut observar com per agarrar les alicates durant l'acció de tall o subjectió, s'empren les agarrades tri-, tetra- o pentadigital amb ajuda palmar, tendint-se a utilitzar tants dits com en càpiguen sobre el mànec (Fig. 5.55). Cal assenyalar que la distinta obertura dels mànecs influeix decisivament sobre la localització de les zones dels dits que entren en contacte amb el mànec, de forma que per a obertures menudes el contacte es realitza sobre les falanges medials, i a mesura que augmenta l'obertura s'arriba al contacte amb les falanges distals (Fig. 5.56). També s'ha observat que l'augment de l'obertura es tradueix en molts casos en que el dit menovell (i de vegades l'anell) no puga arribar a agarrar el mànec.

Quan no es disposa de sistema de retorn es canvia de postura durant l'operació



Figura 5.55: Evolució de l'agarrada de les alicates amb l'augment de l'espai disponible sobre el mànec.



Figura 5.56: Canvi de les zones de contacte amb l'augment de l'obertura dels mànecs de les alicates.

d'obrir l'eina; amb tal finalitat es reposiciona un o diversos dits, col·locant-los a la part interior del mànec (Fig. 5.57). Si s'ha de repetir l'acció d'obertura-tall molt sovint, se sol mantenir aquesta postura durant les dues fases d'utilització de les alicates. En aquest sentit cal tenir en compte que la part dorsal dels dits és una zona especialment sensible a la pressió, de forma que l'ús continuat en aquestes condicions pot conduir al desenvolupament d'algun tipus de malaltia de tipus nerviós, com la neuritis.



Figura 5.57: Col·locació interior del dit menovell per obrir les alicates que no disposen de sistema de retorn.

Al treball de camp esmentat a l'apartat 5.4, realitzat per estudiar els principals problemes associats a l'ús d'eines manuals i comprovar les característiques de les eines que més afecten en la seua valoració subjectiva, també hi figuraven les alicates. La taula 5.11 reflexa el percentatge de defectes trobats pels usuaris de les alicates, juntament amb el valor estimat d'importància (veure apartat 5.4). A la figura 5.58 s'han representat les característiques en funció de la importància i la

frequència del defecte, d'on es pot concloure que la principal característica a millorar en les eines manuals és l'oposició al lliscament del mànec, i en menor mesura la longitud, gruixària i duresa dels mànecs.

Taula 5.11: Percentatge de defectes trobats pels usuaris de martells a l'estudi de camp realitzat.

Paràmetre	Defecte	Percentatge	Importància
Forma del mànec	incorrecta	2%	0.57
Gruixària del mànec	prim	13%	0.77
Longitud del mànec	curt	6%	0.99
	llarg	6%	
Pes de l'eina	insuficient	2%	0.3
	excessiu	2%	
Rugositat	lliscadís	43%	0.99
Grandària general	menut	4%	0.93
	gran	2%	
Força necessària	excessiva	2%	0.81
Duresa del mànec	excessiva	17%	0.74

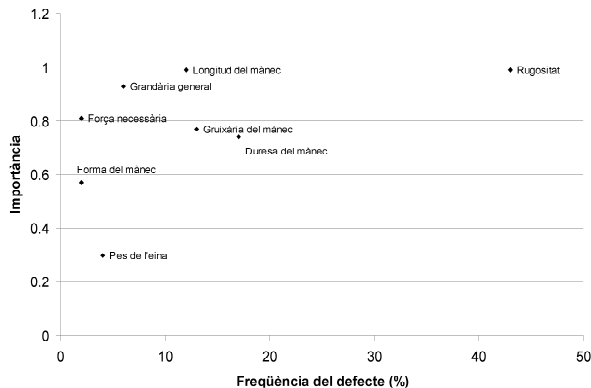


Figura 5.58: Nivell d'importància i freqüències de defectes de les característiques de les alicates.

La problemàtica és distinta al del cas estudiat abans per als martells. En aquest cas la mà no roman del tot estàtica durant la realització de la tasca; bàsicament es tracta d'agarrades de transició potència-precisió, on cal un cert grau de manipulabilitat. Açò es tradueix en que l'usuari necessita controlar l'eina en tot moment, per a la qual cosa s'ha d'evitar el lliscament. D'altra banda, en aquest cas l'esforç que s'ha de realitzar no es reparteix sobre una zona tan gran com al cas de l'agarrada del martell, la qual cosa fa que prengui importància l'efecte de la concentració de pressions; és per això que són importants les característiques gruixària i duresa del mànec, ja que un augment de la gruixària repercuteix en un augment de l'àrea de contacte i la conseqüent disminució de pressions, i una disminució de la duresa ajuda a evitar la concentració de pressions. En aquest sentit cal assenyalar que és

habitual marcar la forma dels dits sobre el mànec per tal d'augmentar l'àrea de contacte i reduir el lliscament; això no obstant, no s'ha de marcar molt la forma dels dits, ja que d'altra manera no s'hi acoblarà bé a totes les grandàries de mans i s'induiran pressions no desitjables; un exemple de mal disseny seria el presentat a la figura 5.59, on les ondulacions estan massa marcades, a més d'estar marcades també al mànec que es recolzarà sobre la palma, on s'induiran pressions elevades.



Figura 5.59: Disseny de mànec amb la forma dels dits marcada sobre ells.

Quant a l'efecte de la longitud del mànec, si la longitud no és suficient el mànec no sobrepassarà la palma, i produirà elevades pressions en el contacte de l'extrem de l'eina amb la palma (Fig. 5.60). Però també influeix, segons s'ha exposat abans, en la quantitat de dits disponibles per agarrar l'eina i donar-li estabilitat.



Figura 5.60: Mànec d'alicates massa menut, de forma que indueix pressions elevades a la palma.

Les capacitats gràfiques del model biomecànic desenvolupat permeten analitzar l'espai disponible d'agarrada sobre els mànecs per a distints percentils i grups de població. D'altra banda, permet estudiar l'avantatge mecànic del disseny. Al següent apartat es presenta l'estudi realitzat amb el model biomecànic per estimar el màxim moment de tall que es pot exercir per a distintes obertures d'unes alicates de tall.

5.5.2 Aplicació del model a l'estudi de l'efecte de la distinta obertura dels mànecs de les alicates

El model biomecànic desenvolupat permet analitzar l'espai disponible d'agarrada sobre els mànecs per a distints percentils i grups de població, alhora que també permet estudiar l'avantatge mecànic del disseny per a cadascun dels grups de població. En aquest sentit el model biomecànic s'ha utilitzat per estimar el màxim

moment de tall que es pot exercir per a distintes obertures d'unes alicates de tall. Açò ha estat realitzat per als mateixos dos subjectes considerats per estudiar l'efecte de la gruixària del mànec del martell de l'apartat 5.4. Les característiques antropomètriques d'aquestos subjectes venen definides per

	Longitud de mà (mm)	Amplària de mà (mm)
Subjecte 1	200	80
Subjecte 2	175	75

S'ha mesurat la postura que adopten aquestos dos subjectes durant l'agarrada d'un mateix model d'alicates comercial per a distintes graus d'obertura de l'eina, des de l'obertura mínima que permet quan està tancada (que es considera grau d'obertura 0°) fins a l'obertura màxima que permeten (45° respecte de l'obertura amb l'eina tancada); també s'han estudiat obertures inferiors a la de l'eina tancada (angles negatius), que evidentment no són aconseguibles físicament amb les alicates comercials estudiades, per la qual cosa la postura associada ha estat extrapolada de la resta de mesures realitzades. A la figura 5.61 es mostra la simulació gràfica de dues de les postures mesurades. Aquestes postures corresponen a l'agarrada de les alicates amb una obertura de 30° respecte de l'eina en posició tancada, per als dos subjectes estudiats. Es pot observar com per a aquesta obertura el subjecte 2 no aconsegueix agarrar amb el menovell, mentre que sí ho fa el subjecte 1 que té una major grandària de mà.

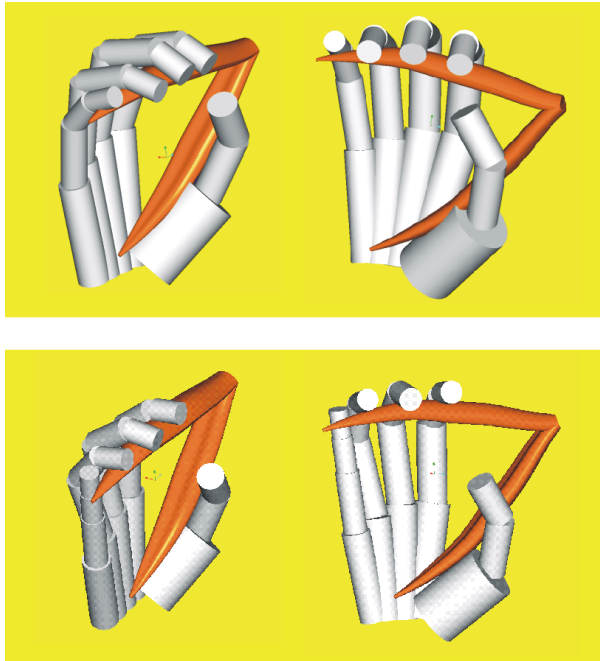


Figura 5.61: Comparació de l'agarrada de les alicates amb obertura de 30 graus, per als subjectes 1 (dalt) i 2 (baix). Es pot observar com el subjecte 2 no aconsegueix fer servir el dit menovell.

5.5.3 Resultats

Les figures 5.62 i 5.63 presenten els valors de màxims moments de tall estimats pel model per als subjectes 1 i 2, respectivament.

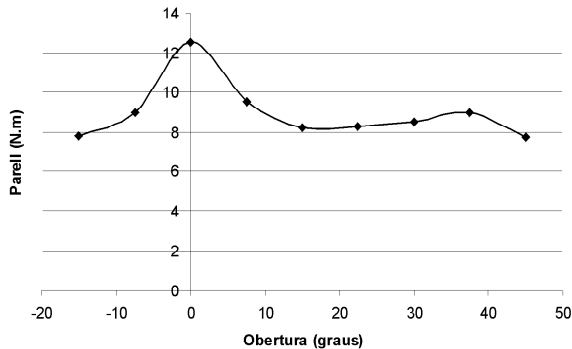


Figura 5.62: Evolució del màxim moment de tall estimat pel model biomecànic, amb distints graus d'obertura de les alicates, per al subjecte 1. LM = 200 mm; AM = 80 mm.

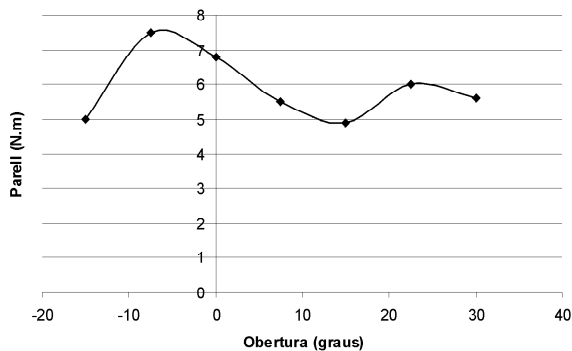


Figura 5.63: Evolució del màxim moment de tall estimat pel model biomecànic, amb distints graus d'obertura de les alicates, per al subjecte 2. LM = 175 mm; AM = 75 mm.

El primer que cal assenyalar és que el rang d'obertura que el subjecte 2 va aconseguir agarrar fou inferior a la del subjecte 1, com reflexen les figures 5.62 i 5.63. L'evolució del moment estimat per als dos subjectes és similar. El model prediu el valor màxim per a l'obertura mínima permesa per l'eina, on l'eina recolza sobre les falanges medials; en aquestes condicions s'observa com les falanges medials són aproximadament paral·leles a l'eix de tall de les alicates, per la qual cosa l'eficiència és òptima. A mesura que augmenta el grau d'obertura dels màncs, les falanges medials s'inclinen més i, a banda, el punt d'aplicació de la força sobre la falange s'allunya de l'articulació IFP, incrementant el seu moment sobre ella; amb

tot açò s'observa una acusada disminució del parell màxim que es pot aconseguir. El parell aconseguible augmenta un poc quan el contacte passa a realitzar-se sobre la falange distal, degut a que la seua orientació és en aquesta situació aproximadament paral·lela a l'eix de tall de l'eina; però segueix disminuint en augmentar l'obertura i amb ella la inclinació de les falanges i la distància del punt d'aplicació de la força a l'articulació IFD. A la disminució de parell contribueix també el fet que el dit menovell no pot agarrar el mànec per a l'obertura més gran. En aquest sentit, a la figura 5.61 es pot observar com per a l'obertura de 30 graus el subjecte 2 no aconsegueix agarrar amb el menovell, mentre que sí ho fa el subjecte 1 que té una major grandària de mà.

D'aquesta anàlisi es pot concloure que, des del punt de vista de l'avantatge mecànic de l'eina, el disseny dels mànecs de les alicates de tall ha de realitzar-se buscant que per a l'obertura de l'eina utilitzada per tallar l'element objectiu, es maximitze el moment de tall. Açò s'aconseguirà donant-li als mànecs la longitud suficient perquè tots els dits puguin contribuir amb el seu esforç. A més, s'haurà de buscar recolzar les falanges medials de tots els dits sobre el mànec, i que la postura siga tal que l'orientació d'aquestes falanges siga el més similar possible a la de l'eix de tall de l'eina; per aconseguir açò s'haurà de jugar amb la curvatura del mànec. La curvatura també influirà en que el dit menovell siga capaç d'agarrar el mànec per a obertures molt grans de l'eina.

5.6 Conclusions

En aquest capítol s'ha presentat una classificació sistemàtica de les formes d'agarrada, en funció dels elements que intervenen en l'agarrada i de les zones de contacte. La classificació proposada ha estat utilitzada per identificar les distintes formes d'agarrada emprades durant la utilització d'un grup d'eines d'ús habitual, com pas previ a l'estudi del seu disseny.

Així mateix, s'han presentat una sèrie d'aplicacions del model biomecànic desenvolupat, orientades a comprovar la seua utilitat en el disseny d'eines manuals, o en la seua avaluació. Les conclusions d'aquestes aplicacions es presenten a continuació.

S'ha presentat un estudi sobre una forma d'agarrada concreta, corresponent a l'agarrada subterminal índex+polze. L'anàlisi de conglomerats de les dades experimentals ha permès identificar l'existència de distints patrons posturals durant la realització del màxim esforç voluntari; així mateix s'ha observat una correlació significativa entre aquests patrons i la força màxima voluntària exercida. S'ha comprovat que el model aconsegueix reproduir els resultats obtinguts de l'experiment realitzat amb aquesta forma d'agarrada, relatius a la mesura de forces màximes d'agarrada. Aquests resultats permeten assegurar la utilització del model biomecànic per:

- Comparar els esforços que per a un mateix tipus d'agarrada es poden aconseguir pels distints grups de població a què estiga destinat el disseny de l'eina, i

comprovar si el disseny és adequat en relació als esforços que han de realitzar els usuaris durant la seua utilització.

- Comparar entre els nivells d'esforç que es poden aconseguir mitjançant diferents tipus d'agarrada, i triar així la forma de l'eina més adequada per tal d'afavorir el tipus d'agarrada idoni en aquest sentit.

S'ha desenvolupat una tècnica per mesurar la postura de la mà a partir de fotografies digitals per tal de registrar la postura en els diferents assajos experimentals desenvolupats, per poder realitzar les posteriors simulacions amb el model biomecànic. Cal destacar que:

- El sistema de mesura no requereix instrumentació alguna del subjecte, assegurant les bases per registrar la seua posició sense entorpir el comportament normal dels subjectes en situacions reals d'ús de les eines.
- Els errors induïts per la utilització d'eixos de rotació normals als segments i entre ells en lloc dels reals són acceptables. L'efecte de la utilització d'aquests eixos es pot observar en els valors dels angles d'abducció i pronació de les articulacions amb un sol grau de llibertat, i de pronació en les que en tenen dos. El valor mitjà d'aquests valors ha estat menor de 2.2° .
- S'ha comprovat que la tècnica presentada és adequada per als propòsits perseguits; els marcadors sobre la pell seleccionats, els eixos definits sobre ells, i la postura de referència utilitzada per definir els angles, permeten una aproximació suficientment precisa dels angles reals entre segments.
- En la repetibilitat de la tècnica influeixen la repetibilitat de la postura de referència i el possible efecte de la distinta col·locació dels marcadors utilitzats. La repetibilitat de la postura de referència ha estat comprovada mitjançant la mesura dels angles que defineixen aquesta postura, adoptada en diferents ocasions i utilitzant en totes elles els mateixos marcadors. Quant a la col·locació dels marcadors, s'ha comprovat la repetibilitat de la mesura de la postura d'agarrada adoptada en diferents ocasions i amb marcadors diferents.
- Aquesta última anàlisi comprova també la repetibilitat de les postures d'agarrada; aquesta repetibilitat ha estat quelcom inferior a la de la postura de referència. La repetibilitat de l'adopció de la postura d'agarrada és interessant, ja que permet mesurar la postura només en una de les repeticions de cada experiment.

L'aplicació del model sobre el disseny del mànec de martells ha permès comprovar l'efecte de la distinta gruixària del mànec sobre la força d'agarrada que es pot realitzar sobre ell, factor important en les agarrades de potència, on és imprescindible assegurar la solidaritat mà-eina:

- S'ha comprovat l'existència d'una gruixària que maximitza la força d'agarrada que es pot exercir sobre el mànec del martell.

Aquest resultat permet assegurar:

- El model biomecànic pot ser utilitzat en la generació de nous criteris de disseny, i per comprovar els existents.
- El model pot ser utilitzat per comparar la qualitat de dos dissenys distints prenent com a criteri la màxima capacitat d'exercir força. Açò és degut a que l'activitat muscular dels flexors en les agarrades de potència és proporcional a l'esforç, fet comprovat experimentalment amb la mesura EMG, i que el model aconsegueix reproduir. D'aquesta manera, els esforços musculars per realitzar una determinada força externa disminueixen a mesura que augmenta la capacitat d'exercir força.

L'aplicació presentada sobre les alicates ha permès posar de manifest distints punts a tenir en compte en el disseny dels seus mànecs per tal d'augmentar l'avantatge mecànic global de l'eina:

- La longitud dels mànecs ha de ser suficient perquè tots els dits puguin agarrar el mànec i contribuir amb el seu esforç.
- La curvatura del mànec s'ha de dissenyar de forma que les falanges medials de tots els dits es recolzen sobre el mànec, i que l'orientació d'aquestes falanges siga el més similar possible a la de l'eix de tall de l'eina. La curvatura també influeix en que el dit menovell siga capaç d'agarrar el mànec per a obertures molt grans de l'eina.

Aquests resultats corroboren novament que el model pot ser utilitzat en la generació de nou criteris de disseny.

També cal assenyalar que:

- És possible utilitzar el model de forma gràfica per estudiar l'espai disponible per a distints percentils i grups de població, o l'abast de botons i polsadors.

A la introducció d'aquest capítol s'ha presentat una metodologia d'avaluació d'eines manuals. A continuació es presenta el paper que el model biomecànic desenvolupat pot jugar dins d'aquesta metodologia, atesos els resultats obtinguts de les aplicacions presentades:

- La primera de les fases del protocol d'avaluació proposat és la d'inspecció i mesura de l'eina per comprovar la seua adequació a la normativa vigent i a les recomanacions recopilades de la bibliografia. En aquest sentit, ja s'ha assenyalat la potencialitat del model per generar nous criteris i recomanacions de disseny d'eines manuals.

- La segona fase consisteix en l'obtenció i anàlisi dels paràmetres objectius: postura, activitat muscular i distribució de pressions. Aquests paràmetres han de ser analitzats per tal de relacionar-los amb els paràmetres del tercer nivell (lesions, sensacions, judicis de l'eina...) i poder avaluar així el disseny de l'eina. Quant a la postura, el model proposat no permet, a hores d'ara, predir les postures d'agarrada i els moviments implicats durant l'ús de les eines. Això no obstant, el model permet estudiar l'espai disponible d'agarrada o l'abast dels botons i polsadors per als distints grups de població a què estiga destinada l'eina.

El model proposat permet estimar l'activitat muscular dels distints músculs de la mà durant la realització de qualsevol tipus de tasca. És més, permet fer-ho per a distints percentils i grups de població. D'aquesta manera s'elimina la necessitat d'instrumentar els subjectes per captar la senyal EMG. Les activitats estimades hauran de ser analitzades, i entre altres coses s'haurà d'assegurar que el nivell d'esforços musculars i la seua variació temporal no suposa un risc de desenvolupar lesions acumulatives.

Quant a la distribució de pressions, l'estat actual del model tampoc permet estimar-les.

- Els tests subjectius no poden ser substituïts, ja que són l'única forma de mesurar les sensacions a curt termini dels usuaris i les opinions que aquestes els suggereixen.

És convenient assenyalar que no caldria realitzar cap tipus de mesura de paràmetres objectius del segon nivell del model causa-efecte presentat si s'afegiren al model les següents capacitats:

Capacitat de predir les formes d'agarrada i els moviments implicats durant l'ús de les eines.

Capacitat per estimar la distribució de pressions a partir de la determinació de la intersecció geomètrica eina-mà, utilitzant una geometria exterior de la mà més acurada.

Capítol 6

Conclusions i desenvolupaments futurs

6.1 Introducció

Hui en dia encara segueix estant necessari l'ús d'eines manuals, a pesar de la contínua automatització dels processos industrials. És un fet contrastat que un disseny de l'eina incorrecte, bé per al treballador que l'ha d'emprar o bé per a la tasca que s'ha de realitzar, es tradueix en un elevat risc de desenvolupar lesions musculoesquelètiques de tipus acumulatiu, en una disminució del rendiment de l'usuari mentre realitza la tasca i en el conseqüent augment del risc de patir algun tipus d'accident durant l'ús de les eines.

Atesa aquesta problemàtica, és evident la importància d'assegurar que el disseny de les eines manuals estiga adaptat a l'usuari i la tasca que s'ha de desenvolupar; és a dir, produir *eines dissenyades ergonòmicament*. En aquest sentit cal assenyalar que en l'actualitat l'avaluació i el disseny ergonòmic d'eines manuals sol dur-se a terme únicament en base a una sèrie de recomanacions experimentals sobre dimensions, forces màximes o postures preferibles, de vegades poc realistes o amb una avaluació pràctica insuficient.

D'altra banda, la tendència actual en referència al disseny de productes és el de la utilització cada vegada més generalitzada de les eines CAD. Aquest fet es deu a que ajuden i simplifiquen considerablement moltes de les fases del procés de disseny. Així per exemple, la utilització d'eines CAD presenta l'avantatge de no haver de construir prototipus reals per comprovar distints aspectes del producte, permetent realitzar aquestes comprovacions directament amb els prototipus virtuals sobre l'ordinador, alhora que faciliten la realització de modificacions del disseny de forma ràpida i poc costosa.

Dins d'aquest marc, queda patent la utilitat que un model biomecànic de la mà desenvolupat sobre un entorn CAD podria tenir durant el procés de disseny de l'eina, en permetre estudiar els distints aspectes ergonòmics dins del propi entorn

CAD. Aquest model permetria avaluar la qualitat ergonòmica de les eines manuals durant el procés de disseny de l'eina, i comparar l'efecte de distintes alternatives de disseny, sempre des del punt de vista ergonòmic. Aquest objectiu és molt ambiciós, alhora que complex. En aquesta tesi s'ha presentat un model que pretén donar un primer pas que obriga el camí per assolir aquesta meta.

Les característiques del model desenvolupat s'han presentat detalladament al capítol 4 d'aquesta tesi, juntament amb la seua validació; i al capítol 5 s'han presentat els resultats de la seua utilització amb unes aplicacions senzilles desenvolupades per tantejar les seues possibilitats. Malgrat que l'abast del model desenvolupat és limitat, es disposa no obstant d'un model que ha confirmat la seua utilitat per al disseny d'eines manuals, com reflexen els resultats dels dos capítols abans esmentats, resultats que es recullen a continuació a l'apartat de conclusions. I finalment, d'acord amb l'abast actual del model, s'exposa al darrer apartat d'aquest capítol la proposta de treballs a desenvolupar en un futur més o menys immediat per tal d'avançar en la consecució de l'objectiu final perseguit.

6.2 Conclusions

Les conclusions que es deriven dels resultats obtinguts en aquesta tesi han estat exposades detalladament al llarg dels dos capítols anteriors, i es recullen a continuació agrupades en tres blocs. Al primer bloc s'exposen les conclusions relacionades amb el model desenvolupat, el segon fa referència a la seua aplicació al disseny d'eines manuals, i al tercer bloc es presenten altres conclusions producte dels treballs realitzats en aquesta tesi, no directament relacionades amb cap dels dos aspectes anteriors.

Referents al model desenvolupat

En aquesta tesi s'ha desenvolupat un model biomecànic de la mà que considera tots els dits, tridimensional i escalable, front als models parcials de la mà existents a la literatura, o que modelen unes úniques característiques antropomètriques. El seu desenvolupament s'ha realitzat en tot moment orientat al disseny d'eines manuals, i reuneix les següents característiques:

1. *Permet estudiar qualsevol tipus d'agarrada*: Es tracta d'un model tridimensional de la mà completa, amb un total de 25 gdl, la qual cosa possibilita la simulació de qualsevol tipus d'agarrada.
2. *Permet analitzar qualsevol tipus de tasca*: És un model dinàmic, tenint en compte els efectes inercials. D'aquesta manera permet analitzar des d'agarrades estàtiques fins a accions ràpides.
3. *Permet estudiar distints grups de població*: El model és escalable, estant els seus paràmetres la longitud i l'amplària de la mà (LM i AM, respectivament), la qual cosa permet estudiar una mateixa tasca per a distintos percentils o grups de població.

4. *Permet estimar les distribucions musculars involucrades durant la realització de qualsevol tipus de tasca*: Modelitza l'acció de 33 músculs, tenint en compte els paràmetres bàsics que afecten el seu comportament (activitat muscular, estirament del múscul i velocitat de contracció muscular) i la seua diferent arquitectura. L'estimació de la distribució muscular es realitza sota el criteri de maximització de la resistència a fatiga.
5. *Permet estimar capacitats màximes d'agarrada*: Permet calcular la màxima força d'agarrada per a les distintes formes d'agarrada.

Durant el procés de desenvolupament del model, i a falta de dades en la bibliografia, s'han hagut de realitzar una sèrie d'anàlisis estadístiques per aconseguir un model escalable. Aquestes anàlisis han permès realitzar les següents aportacions:

1. *Gruixària dels segments*: S'ha observat una correlació significativa entre les gruixàries dels segments de la mà i el paràmetre AM.
2. *Potència muscular*: S'ha observat una correlació significativa entre la màxima força que pot desenvolupar un subjecte (mesurada amb un dinamòmetre de Collins) i el producte LM·AM, resultat que s'ha utilitzat per escalar l'acció muscular en el model.

El model biomecànic desenvolupat ha estat convenientment validat per assegurar que les aproximacions considerades durant el procés del seu desenvolupament permeten obtenir resultats adequats d'acord amb els objectius perseguïts:

1. *Validació del model per predir màximes forces d'agarrada*: Els bons resultats obtinguts de la simulació dels experiments de mesura de força màxima d'agarrada de Valero-Cuevas *et al* (1998) per al dit índex, de Kaufman *et al* (1999) per al dit polze i de Lee i Rim (1991) per als dits índex, medial, anell i menovell, permeten considerar validat el model quant a l'estimació de màximes forces d'agarrada.
2. *Validació del model per estimar distribucions musculars*: La comparació de les dades EMG dels treballs anteriors amb les estimacions del model, juntament amb les corresponents a la simulació de les agarrades subterminal i subterminolateral entre els dits índex i polze, i a la rotació d'un disc, permeten donar per verificada la modelització muscular emprada, i amb ella la capacitat del model per estimar els esforços musculars pel desenvolupament de qualsevol tasca.

Així mateix, durant el procés de validació del model s'han pogut realitzar una sèrie d'observacions, de les quals es pot concluir:

1. *Coordinació de les articulacions IFP-IFD*: Els assajos experimentals realitzats han permès identificar una correlació significativa entre els angles de flexió de les articulacions IFP i IFD del dit índex durant la realització de

moviments lliures, a excepció dels moviments de flexió-extensió lliure de l'articulació MCF intentant mantenir les articulacions IF. Aquesta correlació, però, deixa d'observar-se durant la realització de moviments forçats, com és el cas del període d'aplicació de la força durant l'agarrada subterminal índex-polze estudiada.

2. *Comportament dels músculs extrínsecs en les agarrades de potència:* Les simulacions realitzades amb el model corroboren l'observació experimental segons la qual els músculs flexors extrínsecs participen en les agarrades de potència proporcionalment a la força externa requerida.
3. *Efectes inercials:* La simulació de les agarrades dinàmiques estudiades per als dits índex i polze posa de manifest la importància de la consideració dels efectes inercials per tal de reproduir el comportament muscular en tasques ràpides, com ara el treball del conjunt extensor com un fre del moviment de flexió.
4. *Lligaments laterals de l'articulació MCF:* La simulació de la realització de moviments lliures d'abducció-adducció de l'articulació MCF amb i sense la consideració d'aquests lligaments ha provat la importància de la seua modelització per tal d'aconseguir reproduir el comportament muscular dels músculs intrínsecs durant la realització d'aquests moviments. Cal assenyalar la importància d'aquesta observació, ja que aquests lligaments no solen modelar-se en cap cas, i seria necessari fer-ho, per exemple, en les modelitzacions orientades a l'avaluació de la funcionalitat de la mà amb pacients tetraplègics.
5. *Moviments lliures:* Els resultats de les simulacions realitzades sobre moviments lliures de flexió-extensió han posat de manifest la importància de la consideració dels elements passius per reproduir el comportament dels diferents músculs de la mà en aquestes situacions. En particular, s'ha observat que les activitats musculars estimades són sensibles a les longituds de repòs dels músculs; a falta de millors dades i estant conscients de les limitacions de l'assumpció, el model desenvolupat considera que tots els músculs es troben en la seua longitud de repòs per a una mateixa postura, coincident amb la de la mà relaxada.
6. *Moviments forçats:* Les simulacions realitzades durant el procés de validació han permès observar com durant la realització de moviments forçats l'efecte de les forces passives és menyspreable front a les forces de contracció musculars i les forces externes.

Referents a l'aplicació del model al disseny d'eines manuals

No es pot trobar a la literatura cap model biomecànic de la mà desenvolupat específicament per a la seua utilització en el disseny d'eines manuals, i que permeta estimar els esforços musculars durant el desenvolupament de les tasques realitzades

durant l'ús de les eines. En aquest tesi s'ha desenvolupat un model biomecànic expressament pensat per aquest propòsit. Aquest model, amb les característiques exposades abans, ha estat utilitzat per simular una sèrie d'aplicacions senzilles orientades a investigar les seues possibilitats i limitacions, de les quals es concluen les següents capacitats i aplicacions del model desenvolupat:

1. *Estudi de l'espai disponible*: És possible utilitzar el model de forma gràfica per estudiar l'espai disponible per a distints percentils i grups de població, o l'abast de botons i polsadors.
2. *Màximes forces d'agarrada*: El model permet comparar els esforços que per a un mateix tipus d'agarrada es poden aconseguir pels distints grups de població a què estiga destinat el disseny de l'eina, i comprovar si el disseny és adequat en relació als esforços que han de realitzar els usuaris durant la seua utilització.
3. *Disseny de la zona d'agarrada*: El model permet comparar entre els nivells d'esforç extern que es poden aconseguir mitjançant distints tipus d'agarrada, amb la qual cosa és possible triar la forma de l'eina més adequada per tal d'afavorir el tipus d'agarrada idoni amb aquesta finalitat.
4. *Recomanacions de disseny*: La utilització del model per estudiar l'efecte de la gruixària del mànec de martells sobre la màxima força d'agarrada que es pot exercir amb ell, o l'efecte que té la distinta obertura de les alicates sobre el parell màxim de tall que es pot realitzar, mostren l'aplicabilitat del model a la generació de nous criteris de disseny, i/o a la comprovació dels ja existents.
5. *Comparació de dissenys*: El model pot ser utilitzat per comparar la qualitat de dos dissenys distints prenent com a criteri la màxima capacitat d'exercir força. Açò és degut al fet esmentat abans segons el qual l'activitat muscular dels flexors en les agarrades de potència és proporcional a l'esforç extern. D'aquesta manera, els esforços musculars per realitzar una determinada força externa disminueixen a mesura que augmenta la capacitat d'exercir força.
6. *El model dins d'una metodologia d'avaluació del disseny d'eines manuals*: És convenient utilitzar algun tipus de protocol per tal d'avaluar metodològicament el disseny de les eines manuals. Això no obstant, aquestos protocols suposen la realització d'una sèrie d'assajos complexos i costosos. El model pot utilitzar-se per eliminar la necessitat d'instrumentar els subjectes per captar la senyal EMG, ja que permet estimar l'activitat muscular dels distints músculs de la mà durant la realització de qualsevol tipus de tasca; és més, permet fer-ho per a distints percentils i grups de població.

L'aplicació del model a l'estudi de l'agarrada de martells i alicates ha permès concloure les següents recomanacions de disseny en relació a aquestes eines:

1. *Gruixària del mànec de martells*: S'ha mostrat l'existència d'una gruixària que maximitza la força d'agarrada que es pot exercir sobre el mànec del martell. Per a una mà definida per AM=80 i LM=200 la gruixària òptima és de 34 mm .
2. *Longitud dels mànecs d'alicates*: La longitud dels mànecs ha de ser suficient perquè tots els dits puguin agarrar el mànec i contribuir amb el seu esforç.
3. *Curvatura dels mànecs d'alicates*: La curvatura del mànec s'ha de dissenyar de forma que les falanges medials de tots els dits es recolzen sobre el mànec per a la posició habitual de tall, i que l'orientació d'aquestes falanges siga el més similar possible a la de l'eix de tall de l'eina. La curvatura també influeix en que el dit menovell siga capaç d'agarrar el mànec per a obertures molt grans de l'eina.
4. *Escalabilitat*: Les simulacions realitzades sobre el disseny de mànecs de martell i d'alicates han mostrat el diferent disseny òptim a què s'arriba en funció de les distintes característiques antropomètriques del subjecte analitzat.

Altres conclusions

Un pas previ a l'aplicació del model al disseny d'eines manuals ha estat la caracterització i estudi de les distintes formes d'agarrada que es poden emprar durant l'ús de les eines manuals. En aquest senti, cal assenyalar el desenvolupament d'una classificació sistemàtica de les formes d'agarrada i els resultats de l'estudi realitzat sobre l'agarrada subterminal índex+polze:

1. *Classificació dels tipus d'agarrada*: S'ha desenvolupat una classificació sistemàtica completa de les formes d'agarrada, en funció dels elements que intervenen en l'agarrada i de les zones de contacte.
2. *Formes d'agarrada d'eines manuals*: La classificació desenvolupada s'ha mostrat útil per a la identificació de les distintes formes d'agarrada emprades durant la utilització de les eines manuals d'ús habitual.
3. *Agarrada subterminal índex+polze*: L'anàlisi de conglomerats de les dades experimentals ha permès identificar l'existència de distints patrons posturals durant la realització del màxim esforç voluntari; així mateix s'ha observat una correlació significativa entre aquests patrons i la força màxima voluntària exercida.

Durant el procés de validació i aplicació del model s'han dut a terme una sèrie de simulacions per a les quals s'han hagut de realitzar els assajos adients. Amb aquesta finalitat s'ha desenvolupat una tècnica fotogramètrica per mesurar la postura que, a diferència de les habituals, no requereix de la instrumentació del subjecte, i de la qual s'exposen a continuació les seues característiques:

1. *Tècnica desenvolupada*: S'ha desenvolupat una tècnica per mesurar la postura de la mà a partir de fotografies digitals. El sistema de mesura no requereix instrumentació alguna del subjecte, assentant les bases per registrar la seua posició sense entorpir el comportament normal dels subjectes en situacions reals d'ús de les eines.
2. *Fiabilitat de la tècnica*: S'ha provat que els errors induïts per la utilització d'eixos de rotació normals als segments i entre ells en lloc dels reals són acceptables. S'ha comprovat que la tècnica presentada és adequada per als propòsits perseguits; els marcadors sobre la pell seleccionats, els eixos definits sobre ells, i la postura de referència utilitzada per definir els angles, permeten una aproximació suficientment precisa dels angles reals entre segments.
3. *Repetibilitat de la tècnica*: La repetibilitat de la tècnica ha estat comprovada mitjançant la comprovació de la repetibilitat de la postura de referència i de la repetibilitat de les mesures amb distinta col·locació dels marcadors.
4. *Repetibilitat de la postura d'agarrada*: La repetibilitat de la postura d'agarrada ha estat comprovada per a l'agarrada subterminal índex+polze, estant quelcom inferior a la repetibilitat de la postura de referència. Això no obstant, és suficient per a les aplicacions estudiades, permetent mesurar la postura només en una de les repeticions de cada experiment.

6.3 Desenvolupaments futurs

El treball desenvolupat en aquesta tesi s'enmarca dins d'una línia d'investigació amb l'objectiu final d'aconseguir desenvolupar un model biomecànic de la mà sobre un entorn CAD per avaluar la qualitat ergonòmica de les eines manuals durant el procés de disseny de l'eina. El treball realitzat és només un primer pas per assolir aquest objectiu, lluny encara de la meta final.

De l'observació de l'abast actual del model es deriven les següents línies de recerca i desenvolupament futurs, en els quals cal centrar els esforços per tal de continuar avançant en la consecució a llarg termini del model desitjat:

- *Modelització de la canella*: El model desenvolupat no té en compte l'efecte de la canella sobre els esforços musculars, malgrat que les desviacions de la canella de la seua posició neutra redueixen significativament la capacitat d'exercir força. Perquè el model tinga validesa real caldria incloure la modelització de la canella, de forma que es tinga en compte l'efecte produït sobre els tendons dels músculs extrínsecs que la travessen.
- *Predicció de la postura d'agarrada*: A hores d'ara el model desenvolupat necessita de l'observació experimental de l'agarrada utilitzada per poder simular-la posteriorment amb el model i analitzar esforços. Per evitar aquest pas caldria complementar el model amb un algoritme que permeta predir les

postures d'agarrada en funció de la forma de l'objecte a agarrar i dels esforços externs que ha de vèncer. Aquesta línia d'investigació està relacionada amb l'estudi d'agarrades en robòtica, però la complexitat és molt superior a causa del gran nombre de gdl que posseeix la mà i del desconeixement dels criteris amb els quals el sistema nerviós central controla els moviments.

- *Interaccions mà-eina*: El model actual necessita també de la introducció de la distribució de les forces de contacte sobre la mà per poder analitzar els esforços musculars. Per tant, una línia de treball futura a considerar és la generació d'un procediment que permeti obtenir aquesta distribució a partir de l'esforç extern que s'ha de realitzar amb l'eina, que podria realitzar-se a partir de la intersecció geomètrica dels segments que componen la mà entre ells i amb l'eina agarrada.

També en relació a les interaccions mà-eina cal investigar sobre el fregament de la mà amb els distints tipus de materials dels mànecs per poder calcular esforços de contacte en direcció tangencial.

I no menys important és la possibilitat d'estimar la distribució de pressions sobre la pell, ja que de vegades són les elevades pressions que s'alcancen i no la potència muscular qui posa límit a la màxima força que es pot desenvolupar. En aquest sentit, seria interessant aconseguir estimar la distribució de les pressions a partir del càlcul de deformacions, que indirectament podria realitzar-se en base a la intersecció de geometries, per a la qual cosa caldria que la geometria externa de la mà fos més acurada i realista.

- *Limitació del moviment en les articulacions per simular postures reals*: El model actual permet introduir qualsevol angle girat en les articulacions, independentment que siga o no possible físicament. El model ha de ser complementat per limitar el rang de moviment de les distintes articulacions a posicions físicament possibles. El problema és complexe, ja que els valors límits no són uns valors fixes, sinó que depenen de la posició en què es troben la resta d'articulacions i dels esforços externs. S'entreveuen en aquest sentit dues possibles vies d'atacar el problema. La primera via passaria per la generació d'una base de dades amb les combinacions possibles de moviment, obtingudes de forma experimental. I la segona via, més complexa però a la vegada més potent, passaria per la modelització detallada dels elements que generen aquests límits, com puguen ser les superfícies articulars, els lligaments o les connexions intertendinoses entre d'altres.
- *Eina d'avaluació integrada en un paquet CAD*: Si es pretén que el model siga utilitzat per dissenyadors de productes, caldrà implementar-lo en un entorn CAD, amb una interacció gràfica suficientment amigable perquè facilite el seu ús. Juntament amb el model caldrà construir un mòdul que permeti avaluar l'eina en base al nivell d'esforços calculats pel model, a les postures involucrades durant el seu ús i a la freqüència d'utilització requerida per la tasca a desenvolupar. Aquest mòdul haurà de contestar a preguntes com

el temps d'exposició màxim recomanable per a l'usuari emprant l'eina per realitzar la tasca analitzada.

Apèndix A

Diagrama de flux

Al capítol 4 s'ha presentat el model proposat en aquesta tesi per ser utilitzat en el disseny d'eines manuals, juntament amb la seua formulació matemàtica. Aquest model ha estat implementat utilitzant el paquet de programació MATLAB, expressament orientat al càlcul matricial. A continuació es presenta, en línies generals i de forma molt resumida, l'estructura del programa desenvolupat. Aquesta descripció es realitzarà en forma de diagrames de flux, breument comentats.

El programa s'estructura en dos blocs clarament diferenciats: El primer bloc correspon a la preparació de dades i paràmetres necessaris per realitzar la simulació, i el segon bloc correspon a la simulació pròpiament dita.

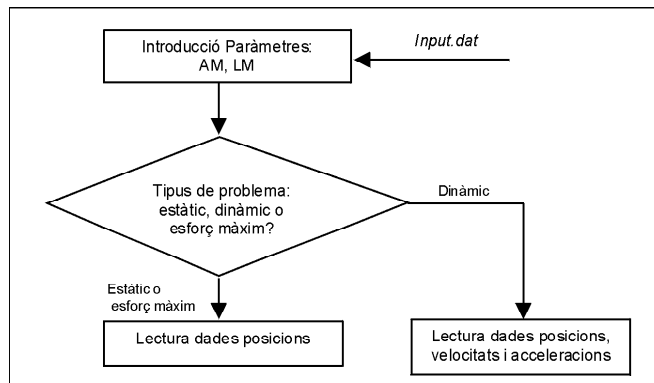


Figura A.1: Dades introduïdes per l'usuari al fitxer d'entrada, i llegides per la subrutina **lectura**.

A la figura A.2 es representa el diagrama de flux corresponent al bloc inicial del programa desenvolupat, que com s'acaba d'esmentar, correspon bàsicament a la generació de les dades que es necessitaran per realitzar la simulació. El programa comença amb la subrutina **lectura**, en la qual es carreguen les dades introduïdes per part de l'usuari en un fitxer, *Input.dat*. Aquestes dades corresponen als paràmetres d'escalabilitat del model (AM i LM), al tipus de problema a resoldre

(agarrada estàtica, manipulació dinàmica, o bé càlcul d'esforç màxim per a una posició estàtica), i als angles, velocitats i acceleracions angulars que defineixen la postura o el moviment a analitzar, segons el cas (Fig.A.1).

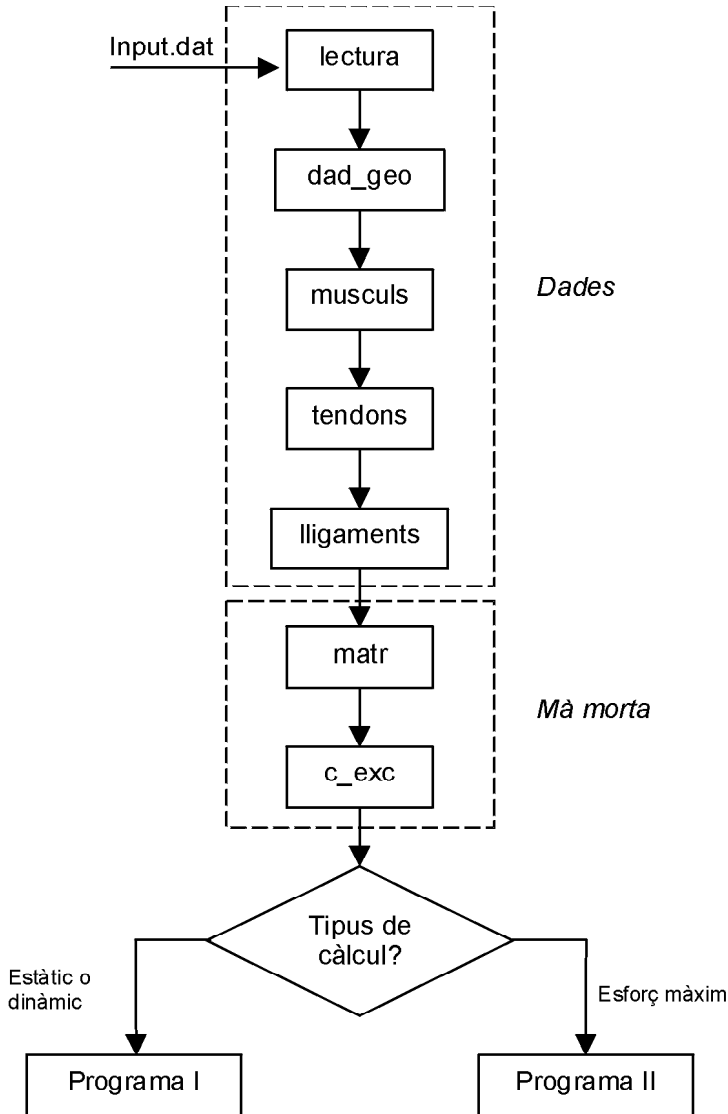


Figura A.2: Diagrama de flux del bloc inicial del programa, que representa la generació de les dades necessàries per resoldre el problema.

El coneixement del valor dels paràmetres d'escalabilitat AM i LM és necessari per poder calcular la resta de dades, que una vegada definides les variables esmentades es calculen mitjançant la resta de subrutines del diagrama de flux representat a la figura A.2, i que es descriuen breument a continuació:

dad_geo: En aquesta subrutina es generen les distintes dades geomètriques referents a la descripció dels segments:

- Longitud i massa de cadascun dels segments.
- Definició dels distints sistemes de coordenades locals (posició i orientació).
- Posició de cadascun dels centres de gravetat, valors de la massa i moments d'inèrcia de cadascun dels segments.
- Definició dels eixos de rotació entre segments consecutius.
- Definició de la posició relaxada de la mà, o mà morta (que s'utilitza com a referència de càlcul de longituds òptimes dels distints músculs).

musculs: En aquesta funció es generen les dades referents a la modelització musculars, és a dir:

- Longitud de fibra i longitud de repòs dels músculs, i l'índex d'arquitectura.
- Coeficients β_1 i β_2 per modelar l'EEP.
- AFST de cadascun dels músculs.

tendons: S'obtenen les coordenades dels punts que defineixen les xarxes tendinoses sobre cadascun dels dits, expressades segons els sistemes de coordenades locals als distints segments considerats.

lligaments: Càlcul de la posició dels punts que defineixen les insercions dels lligaments laterals modelats sobre les articulacions MCF.

matr: Aquesta subrutina calcula les matrius de transformació que defineixen una postura determinada de la mà. En aquest cas en particular, la postura calculada és la corresponent a la de la mà morta, posició definida abans en la subrutina `dad_geo`.

c_exc: Aquesta subrutina permet calcular els escurçaments dels distints tendons musculars experimentades entre la postura de referència i la postura analitzada. En aquest cas es calculen les excursions per a la posició de la mà morta.

Una vegada calculades totes aquestes dades, el segon bloc en què s'estructura el programa es desdobra a la vegada en dos programes distints, en funció del problema a resoldre, com es pot apreciar al diagrama de flux de la figura A.2: El *programa I*

és el que resol el problema dinàmic o estàtic, mentre que el *programa II* és el que resol el problema de càlcul d'esforços màxims d'agarrada.

La figura A.3 representa el diagrama de flux corresponent al programa I esmentat. Per a cada instant o postura analitzada (depenent que el problema siga dinàmic o estàtic), es realitzen bàsicament els següents càlculs:

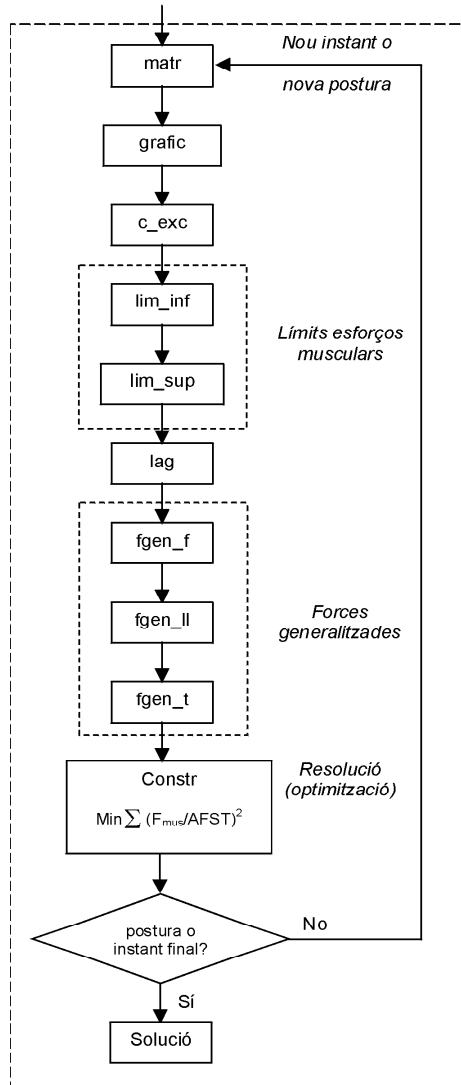


Figura A.3: Diagrama de flux corresponent a l'estructura del programa que realitza la simulació dinàmica o estàtica.

Per a la posició analitzada es calculen les matrius de transformació corresponents amb la subrutina **matr**.

Amb les matrius de transformació calculades, és possible representar gràficament la postura associada mitjançant la subrutina **grafic**.

Novament s'empra la subrutina **c_exc**, però per calcular en aquest cas els escurçaments experimentats pels tendons entre la posició analitzada i la de referència.

Els valors d'excursions calculats, juntament amb els corresponents a la posició de la mà morta calculats abans, serveixen per poder calcular els límits inferior i superior dels esforços musculars, els quals es realitzen amb les subrutines **lim_inf** i **lim_sup**, respectivament. Per poder calcular els límits superiors, la subrutina **lim_sup** realitza el càlcul numèric de la velocitat de contracció muscular.

Els distints elements de l'equació de la dinàmica de Lagrange es calculen a continuació. En primer lloc, la subrutina **lag** calcula els termes derivatius de la funció Lagrangiana, és a dir $\frac{\partial L_i}{\partial q_k}$ i $\frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_k}$, que en aquest cas representen l'acció del pes dels segments i els efectes inercials.

La resta de termes de l'equació de Lagrange que resten per calcular són les forces generalitzades, que es calculen amb les subrutines:

- **fgen_f**: Càlcul de forces generalitzades corresponents a forces externes.
- **fgen_ll**: Forces generalitzades degudes a l'acció dels lligaments laterals sobre les articulacions MCF.
- **fgen_t**: Càlcul de forces generalitzades corresponent a l'acció dels tendons en el seu pas per les articulacions. Aquestes forces generalitzades són en realitat termes unitaris, en ser incògnites els valors dels esforços als tendons.

Queden d'aquesta manera definits tots els termes de l'equació de la dinàmica de Lagrange. Per tal de resoldre el problema aquestes equacions s'introdueixen com restriccions d'igualtat a l'hora de minimitzar la funció suma dels quadrats de les tensions musculars, mitjançant la utilització de la subrutina d'optimització de MATLAB, **constr**, en la qual a banda es consideren la resta de restriccions pertinents, és a dir, els balanços de forces en les connexions i desdoblaments de les xarxes intertendinoses, així com els límits superior i inferior del vector de solució, corresponents a la modelització muscular emprada.

L'estructura del programa II corresponent a l'estimació de màxims esforços d'agarrada és totalment anàloga a l'exposada per al programa I, tal i com reflexa el seu diagrama de flux presentat a la figura A.4. L'única diferència radica en que no és possible en aquest cas calcular el terme de forces generalitzades corresponent a les forces externes, ja que el seu mòdul és desconegut. Això no obstant, la subrutina

fgen_fm calcula els seus efectes unitaris, de igual manera que es realitza amb les forces generalitzades degudes als tendons. L'altra diferència en aquest cas radica en que la resolució del problema es realitza mitjançant la maximització de la suma de forces d'agarrada, estant les restriccions les mateixes; és a dir, les equacions de la dinàmica de Lagrange, els balanços en les connexions i desdoblaments en les xarxes tendinoses, i els límits inferior i superior del vector incògnita derivats de la modelització muscular.

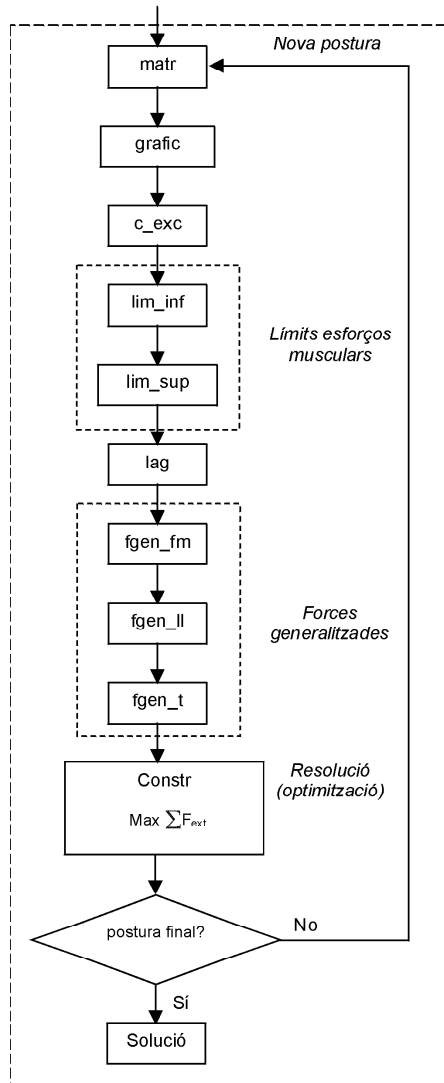


Figura A.4: Diagrama de flux corresponent a l'estructura del programa destinada a l'estimació de màxims esforços d'agarrada.

Apèndix B

Dades del model

En aquest apèndix es recullen les distintes dades utilitzades per desenvolupar el model, i s'indica les fonts d'on han estat obtingudes. Les dades es presenten agrupades en 5 blocs, referents a: 1) geometria dels segments; 2) eixos de rotació i sistemes de coordenades utilitzats; 3) lligaments; 4) músculs; 5) definició de la xarxa tendinosa.

B.1 Dades geomètriques dels segments

Els segments han estat aproximats mitjançant cilindres. Per definir-los són necessaris 2 paràmetres:

- La *longitud* dels distints cilindres que representen els segments s'ha obtingut en forma parametritzada a partir del treball de Buchholz *et al*, 1992, amb l'excepció de les corresponents a les falanges proximals dels dits índex, medial, anell i menovell per a la qual s'han emprat les dades del treball d'An *et al*, 1979 de forma que aquestes dades foren coherents amb les que defineixen la trajectòria dels tendons en el seu recorregut sobre les articulacions (Taules B.1 i B.2).
- I els *diàmetres* dels segments han estat aproximats a partir de les mesures experimentals realitzades i exposades a l'apèndix D (Taula B.3).

Taula B.1: Dades per a les longituds dels segments, parametritzades amb LM i AM.

	Metacarp
Polze	$0.251 \cdot LM$
Índex	$\sqrt{(0.374 \cdot HL)^2 + (0.126 \cdot AM)^2}$
Medial	$0.373 \cdot LM$
Anell	$\sqrt{(0.336 \cdot LM)^2 + (0.077 \cdot AM)^2}$
Menovell	$\sqrt{(0.295 \cdot LM)^2 + (0.179 \cdot AM)^2}$

Taula B.2: Dades per a les longituds dels segments, parametritzades amb LM i AM (continuació).

	F. proximal	F. medial	F. distal
Polze	$0.196 \cdot LM$	—	$0.158 \cdot LM$
Índex	$0.265 \cdot LM$	$0.143 \cdot LM$	$0.097 \cdot LM$
Medial	$0.277 \cdot LM$	$0.170 \cdot LM$	$0.108 \cdot LM$
Anell	$0.259 \cdot LM$	$0.165 \cdot LM$	$0.107 \cdot LM$
Menovell	$0.206 \cdot LM$	$0.117 \cdot LM$	$0.093 \cdot LM$

Taula B.3: Dades per als diàmetres dels segments, parametritzades respecte de AM.

	Metacarp	F. proximal	F. medial	F. distal
Polze	$0.438 \cdot AM$	$0.216 \cdot AM$	—	$0.212 \cdot AM$
Índex	$0.275 \cdot AM$	$0.229 \cdot AM$	$0.198 \cdot AM$	$0.176 \cdot AM$
Medial	$0.259 \cdot AM$	$0.216 \cdot AM$	$0.170 \cdot AM$	$0.197 \cdot AM$
Anell	$0.244 \cdot AM$	$0.203 \cdot AM$	$0.182 \cdot AM$	$0.168 \cdot AM$
Menovell	$0.220 \cdot AM$	$0.183 \cdot AM$	$0.165 \cdot AM$	$0.149 \cdot AM$

Les característiques màssiques i inercials dels segments han estat obtingudes considerant per a aquests cilindres una *densitat aproximada* d' 1.1 g/cm^3 , d'acord amb el treball d'Esteki i Mansour, 1997. Els centres de gravetat dels segments també s'han obtingut de la seua geometria aproximada.

A més a més, ha estat necessari definir la posició de la mà morta, la qual ha estat estimada (Taula B.4).

Taula B.4: Angles que defineixen la postura de la mà morta.

	MCC flex	MCC abd	MCF flex	MCF abd	IFP flex	IFD flex
Polze	0°	0°	30°	0°	30°	—
Índex	—	—	30°	0°	30°	10°
Medial	—	—	30°	0°	30°	10°
Anell	2°	—	30°	0°	30°	10°
Menovell	5°	—	30°	0°	30°	10°

B.2 Eixos de rotació i sistemes de coordenades

El model considera un sistema de coordenades fixe amb cada segment ossi, i situat sobre la part distal del segment immediatament anterior, sobre el centre de rotació aproximat entre tots dos segments, d'acord amb les dades proporcionades per Buchholz *et al* (1992). Com a posició de referència (angles de flexió i abducció nuls) es pren la postura que s'obté de deixar caure la mà morta sobre una superfície plana. L'eix Y dels distints sistemes de coordenades es fa coincidir amb l'eix longitudinal del segment considerat, com s'aprecia a la figura 4.6. L'eix X es pren perpendicular a l'anterior, sobre el plànol sagital i apuntant en direcció dorsal. L'eix Z es pren de manera que el SC considerat siga dextrogir. En la postura de referència triada, els SC de les falanges d'un mateix dit són paral·lels entre ells, però estan girats un cert angle respecte dels SC corresponents als metacarpians: El dit índex presenta una inclinació en sentit cubital de 15° respecte del seu metacarpia,

el dit medial de 13° , el dit anell 0° i el dit menovell 7° [An i Cooney, 1991].

Per al polze la posició de referència és distinta. Es considera com postura neutra de l'articulació MCC del polze la de repòs del dit polze sobre la cara lateral del dit índex [Smutz *et al*, 1998]. Les posicions neutres de les articulacions MCF i IF corresponen a aquelles on els eixos longitudinals dels segments consecutius es troben alineats.

Amb tot açò, les posicions dels orígens sistemes de referència emprats queden definides pels següents vectors directors, expressats en el sistema de coordenades proximal corresponent en cada cas, segons les taules B.5 i B.6.

Taula B.5: Orígens dels sistemes de coordenades locals associats a cada segment, expressats en el sistema de referència proximal corresponent.

	Metacarp			F. proximal		
	x	y	z	x	y	z
Polze	0	$0.073 \cdot LM$	$0.196 \cdot AM$	0	$0.251 \cdot LM$	0
Índex	0	$0.073 \cdot LM$	$0.126 \cdot AM$	0	$\sqrt{(0.374 \cdot HL)^2 + (0.126 \cdot AM)^2}$	0
Medial	0	$0.073 \cdot LM$	0	0	$0.373 \cdot LM$	0
Anell	0	$0.073 \cdot LM$	$-0.129 \cdot AM$	0	$\sqrt{(0.336 \cdot LM)^2 + (0.077 \cdot AM)^2}$	0
Menovell	0	$0.073 \cdot LM$	$-0.223 \cdot AM$	0	$\sqrt{(0.295 \cdot LM)^2 + (0.179 \cdot AM)^2}$	0

Taula B.6: Orígens dels sistemes de coordenades locals associats a cada segment, expressats en el sistema de referència proximal corresponent (continuació).

	F. medial			F. distal		
	x	y	z	x	y	z
Polze	-	-	-	0	$0.196 \cdot LM$	0
Índex	0	$0.265 \cdot LM$	0	0	$0.143 \cdot LM$	0
Medial	0	$0.277 \cdot LM$	0	0	$0.170 \cdot LM$	0
Anell	0	$0.259 \cdot LM$	0	0	$0.165 \cdot LM$	0
Menovell	0	$0.206 \cdot LM$	0	0	$0.117 \cdot LM$	0

Els eixos de rotació s'han considerat normals als segments, i perpendiculars entre sí en les articulacions amb dos graus de llibertat. La *posició* d'aquestos eixos ha estat obtinguda a partir del treball de Buchholz *et al*, 1992, estant coincidents amb la base dels cilindres que representen els segments, i sobre els quals s'ha definit l'origen dels sistemes de coordenades locals, abans definits. L'*orientació* relativa entre els segments dels dits índex, medial, anell i menovell, i per tant l'orientació dels eixos de rotació considerats, ha estat obtinguda a partir del treball d'An i Cooney, 1991 esmentat abans; però l'orientació dels eixos de l'articulació MCC del dit polze no estan sobre el plànol que defineix la postura de referència utilitzada per definir els eixos dels dits índex, medial, anell i menovell, per la qual cosa, i a falta de dades a la bibliografia, ha estat obtinguda a partir de mesures pròpies realitzades utilitzant la tècnica fotogramètrica desenvolupada en aquesta tesi. Els angles d'Euler corresponents al gir d'aquestos eixos respecte dels del segon metacarpia en la posició de referència són: 32.58° , 23.17° i -87.98° , segons el conveni de rotació X-Z-Y.

B.3 Lligaments

Les dades utilitzades per representar els *punts d'inserció* dels lligaments a cadascun del ossos de les articulacions MCF han estat estimats a partir de la modelització geomètrica presentada al treball de Youm *et al*, 1978, amb la corresponent mormalització d'acord amb la realitzada al treball d'An *et al*, 1979 per als punts que defineixen la xarxa tendinosa. Les dades per als punts proximal i distal que es presenten a continuació a les taules B.7-B.10 estan expressades en els sistemes de coordenades locals corresponents:

Taula B.7: Dades dels punts d'inserció proximals dels lligaments radials sobre les articulacions MCF

	Proximal radial		
	x	y	z
Índex	$0.0458 \cdot AM$	$\sqrt{(0.374 \cdot HL)^2 + (0.126 \cdot AM)^2} + 0.0335 \cdot AM$	$0.1251 \cdot AM$
Medial	$0.0432 \cdot AM$	$0.373 \cdot LM + 0.0128 \cdot AM$	$0.1215 \cdot AM$
Anell	$0.0406 \cdot AM$	$\sqrt{(0.336 \cdot LM)^2 + (0.077 \cdot AM)^2}$	$0.1148 \cdot AM$
Menovell	$0.0366 \cdot AM$	$\sqrt{(0.295 \cdot LM)^2 + (0.179 \cdot AM)^2} - 0.0126 \cdot AM$	$0.1027 \cdot AM$

Taula B.8: Dades dels punts d'inserció distals dels lligaments radials sobre les articulacions MCF

	Distal radial		
	x	y	z
Índex	$-0.1145 \cdot AM$	$0.0397 \cdot LM$	$0.1122 \cdot AM$
Medial	$-0.1080 \cdot AM$	$0.0416 \cdot LM$	$0.1058 \cdot AM$
Anell	$-0.1015 \cdot AM$	$0.0389 \cdot LM$	$0.0994 \cdot AM$
Menovell	$-0.0915 \cdot AM$	$0.0309 \cdot LM$	$0.0897 \cdot AM$

Taula B.9: Dades dels punts d'inserció proximals dels lligaments cubitals sobre les articulacions MCF

	Proximal cubital		
	x	y	z
Índex	$0.0458 \cdot AM$	$\sqrt{(0.374 \cdot HL)^2 + (0.126 \cdot AM)^2} - 0.0335 \cdot AM$	$-0.1251 \cdot AM$
Medial	$0.0432 \cdot AM$	$0.373 \cdot LM - 0.0128 \cdot AM$	$-0.1215 \cdot AM$
Anell	$0.0406 \cdot AM$	$\sqrt{(0.336 \cdot LM)^2 + (0.077 \cdot AM)^2}$	$-0.1148 \cdot AM$
Menovell	$0.0366 \cdot AM$	$\sqrt{(0.295 \cdot LM)^2 + (0.179 \cdot AM)^2} + 0.0126 \cdot AM$	$-0.1027 \cdot AM$

Taula B.10: Dades dels punts d'inserció distals dels lligaments cubitals sobre les articulacions MCF

	Distal cubital		
	x	y	z
Índex	$-0.1145 \cdot AM$	$0.0397 \cdot LM$	$-0.1122 \cdot AM$
Medial	$-0.1080 \cdot AM$	$0.0416 \cdot LM$	$-0.1058 \cdot AM$
Anell	$-0.1015 \cdot AM$	$0.0389 \cdot LM$	$-0.0994 \cdot AM$
Menovell	$-0.0915 \cdot AM$	$0.0309 \cdot LM$	$-0.0897 \cdot AM$

El valor de la *rigidesa* utilitzada ha estat estimada a partir del treball de Minami *et al*, 1984 com $7.5 \cdot 10^6 \text{ N/m}^2$.

B.4 Músculs

Per modelitzar els músculs s'han utilitzat les dades següents:

- *Màxima tensió admissible*: 35 N/cm², obtinguda del treball de Zajac, 1989.
- *AFST*: Les dades corresponents a les AFST dels distints músculs han estat obtingudes del treball de Brand i Hollister, 1992, a excepció de les dels músculs del dit índex per al qual s'han utilitzat les referenciades al treball de Valero-Cuevas *et al*, 1998 (Taula B.11).

Taula B.11: Valors de les AFST (cm²) utilitzades en el model. Els valors marcats amb un * indiquen que han estat ajustats durant el procés de validació del model.

Polze	ACP	FCP	OP	ADP	ID1
	1.5510	1.8330	2.6790	3.3840*	1.2100
	ALP	ECP	FLP	ELP	
4.3710	1.6920*	3.8070	2.7495*		

Índex	FP1	FS1	ID1	LU1	EC1+EI	IV1
	3.0750*	2.7375*	4.1600	0.2820*	2.5100	2.8000*

Medial	FP2	FS2	ID2	LU2	EC2	ID3
	3.3540*	3.5100*	3.7100	0.2600	2.7300	2.0300

Anell	FP3	FS3	IV2	LU3	EC3	ID4
	2.5870*	2.2360*	2.5200	0.2600	2.3000	1.3900

Menov.	FP4	FS4	IV3	LU4	EC4+EM	AM	FCM
	3.0600*	0.8500*	0.2000	1.2800	1.3000	1.1500	1.9000

- *Longituds de fibra*: Per obtenir les longituds de fibra muscular s'han utilitzat els treballs de Lemay i Crago, 1996 per als músculs extrínscs, i de Jacobson *et al*, 1992 per als intrínscs, amb l'excepció dels músculs FLP i ELP que han estat obtinguts de Lieber, 1993, i dels músculs del dit índex per als que s'ha utilitzat les dades del treball de Lee i Rim, 1990 (Taula B.12).
- *Longituds de repòs dels músculs*: S'han utilitzat els mateixos treballs que per a la definició de les longituds de fibra, i les dades queden reflectides a la taula B.13.
- *Modelització EEP*: Els coeficients b_1 i b_2 de l'equació 4.14, necessaris per modelar el component EEP, han estat estimats a partir de les dades del treball de Lee i Rim, 1990, havent-se considerat iguals per a tots els músculs: $b_1 = 0.0122$ i $b_2 = 1561.6$.

Taula B.12: Valors de les longituds de fibra (mm) utilitzades en el model.

Polze	ACP	FCP	OP	ADP	ID1	
	41.6	41.5	35.5	34	14	
	ALP	ECP	FLP	ELP		
58.1	55	45	44			

Índex	FP1	FS1	ID1	LU1	EC1+EI	IV1
	66	70	14	66	60	15

Medial	FP2	FS2	ID2	LU2	EC2	ID3
		66	70	25.1	55.5	60

Anell	FP3	FS3	IV2	LU3	EC3	ID4
		66	70	25.8	56.2	60

Menov.	FP4	FS4	IV3	LU4	EC4+EM	AM	FCM
		66	70	50.1	66	23.6	40.6

Taula B.13: Valors de les longituds de repòs dels músculs (mm) utilitzades en el model.

Polze	ACP	FCP	OP	ADP	ID1	
	60.4	57.2	55.5	54.6	51	
	ALP	ECP	FLP	ELP		
160.4	105.6	168	138			

Índex	FP1	FS1	ID1	LU1	EC1+EI	IV1
	128	187	51	72	157	45

Medial	FP2	FS2	ID2	LU2	EC2	ID3
		200	183	62.8	61.2	112

Anell	FP3	FS3	IV2	LU3	EC3	ID4
		194	155	50.1	64.3	125

Menov.	FP4	FS4	IV3	LU4	EC4+EM	AM	FCM
		150	103	53.8	152	45.3	59.2

B.5 Tendons

Les dades necessàries per modelar l'acció dels tendons en el seu recorregut sobre les distintes articulacions són els punts proximals i distals que defineixen la seua línia d'acció. Aquestes dades han estat obtingudes en forma paramètrica a partir de la combinació de les dades del treball d'An *et al*, 1979 i de Buchholz *et al*, 1992. Les dades no reportades en aquest treball han estat estimades a partir de la descripció anatòmica de distintes treballs. A les taules B.14-B.29 es presenten les dades esmentades, normalitzades respecte del paràmetre LM, i referides als sistemes de coordenades locals corresponents al segment amb que es mantenen fixos els punts. Cal assenyalar que alguns dels punts han hagut de ser ajustats de manera que no s'invertira la seua situació proximal-distal amb angles de flexió elevats.

Taula B.14: Dades per als tendons travessant l'articulació MCC del dit polze.

		ACP	FCP	OP	ADP
Proximal	x	-0.0543	-0.0300	-0.0277	0.0000
	y	0.0662	0.1110	0.0935	0.1000
	z	0.0522	0.0411	0.0306	-0.0500
Distal	x	-0.0150	-0.0150	-0.0073	-0.0150
	y	0.0200	0.0350	0.1350	0.0050
	z	0.0550	0.0350	0.0500	-0.0600

Taula B.15: Dades per als tendons travessant l'articulació MCC del dit polze (continuació).

		ID1	ALP	ECP	FLP	ELP
Proximal	x	0.0100	-0.0095	0.0464	0.0104	0.1000
	y	0.3355	0.0000	0.0000	0.0612	0.0500
	z	0.1145	0.1000	0.0900	-0.0240	0.1400
Distal	x	-0.0017	0.0550	0.0600	-0.0330	0.0700
	y	0.1000	0.0400	0.0485	0.0467	0.0493
	z	-0.0150	0.0400	0.0000	0.0067	-0.0750

Taula B.16: Dades per als tendons travessant l'articulació MCF del dit polze.

		ACP	FCP	ADP	ECP	FLP	ELP
Proximal	x	-0.0543	-0.0300	0.0000	0.0500	-0.0502	0.0500
	y	0.0662	0.1110	0.1000	0.2300	0.1867	0.2300
	z	0.0522	0.0411	-0.0500	0.0000	-0.0021	-0.0400
Distal	x	-0.0150	-0.0150	-0.0150	0.0350	-0.0491	0.0400
	y	0.0200	0.0350	0.0050	0.0200	0.0467	0.0200
	z	0.0550	0.0350	-0.0600	0.0000	0.0067	-0.0300

Taula B.17: Dades per als tendons travessant l'articulació IF del dit polze.

		FLP	ELP
Proximal	x	-0.0330	0.0296
	y	0.1250	0.1850
	z	0.0015	0.0039
Distal	x	-0.0273	0.0296
	y	0.0546	0.0250
	z	0.0023	0.0039

Taula B.18: Dades per als tendons travessant l'articulació MCF del dit índex.

		FP1	FS1	ID1	LU1	EC+EI	IV1
Proximal	x	-0.0469	-0.0532	-0.0132	-0.0575	0.0561	-0.0123
	y	0.3219	0.3042	0.3503	0.3108	0.3947	0.3503
	z	-0.0037	-0.0091	0.0683	0.0697	-0.0027	-0.0683
Distal	x	-0.0421	-0.0535	0.0022	-0.0162	0.0504	0.0022
	y	0.0671	0.0762	0.0416	0.0831	0.0499	0.0416
	z	0.0044	-0.0037	0.0530	0.0492	-0.0014	-0.0512

Taula B.19: Dades per als tendons travessant l'articulació IFP del dit índex.

		FP1	FS1	Extensor central1	Extensor radial1	Extensor cubital1
Proximal	x	-0.0416	-0.0326	0.0310	0.0111	0.0111
	y	0.1707	0.1707	0.2151	0.2040	0.2040
	z	0.0043	0.0003	-0.0044	0.0289	-0.0385
Distal	x	-0.0338	-0.0266	0.0325	0.0111	0.0111
	y	0.0554	0.0554	0.0366	0.0443	0.0443
	z	0.0030	0.0006	-0.0040	0.0229	-0.0336

Taula B.20: Dades per als tendons travessant l'articulació IFD del dit índex.

		FP1	Extensor terminal1
Proximal	x	-0.0299	0.0227
	y	0.0776	0.1109
	z	0.0062	-0.0022
Distal	x	-0.0176	0.0144
	y	0.0244	0.0244
	z	0.0031	-0.0021

Taula B.21: Dades per als tendons travessant l'articulació MCF del dit medial.

		FP2	FS2	ID2	LU2	EC2	ID3
Proximal	x	-0.0458	-0.0560	-0.0197	-0.0608	0.0548	-0.0184
	y	0.3107	0.3019	0.3359	0.2800	0.3730	0.3452
	z	0.0017	0.0026	0.0656	0.0588	-0.0054	-0.0499
Distal	x	-0.0414	-0.0493	0.0053	-0.0195	0.0449	0.0050
	y	0.0690	0.0828	0.0523	0.0941	0.0627	0.0366
	z	0.0032	0.0054	0.0461	0.0457	-0.0025	-0.0497

Taula B.22: Dades per als tendons travessant l'articulació IFP del dit medial.

		FP2	FS2	Extensor central2	Extensor radial2	Extensor cubital2
Proximal	x	-0.0371	-0.0302	0.0329	0.0139	0.0106
	y	0.1700	0.1700	0.2257	0.2118	0.2118
	z	-0.0006	-0.0022	-0.0026	0.0337	-0.0389
Distal	x	-0.0380	-0.0288	0.0344	0.0240	0.0224
	y	0.0697	0.0697	0.0348	0.0557	0.0557
	z	-0.0006	0.0001	-0.0033	0.0316	-0.0344

Taula B.23: Dades per als tendons travessant l'articulació IFD del dit medial.

		FP2	Extensor terminal2
Proximal	x	-0.0354	0.0234
	y	0.0975	0.1393
	z	0.0046	-0.0021
Distal	x	-0.0196	0.0215
	y	0.0307	0.0307
	z	0.0045	-0.0031

Taula B.24: Dades per als tendons travessant l'articulació MCF del dit anell.

		FP3	FS3	ID4	LU3	EC3	IV2
Proximal	x	-0.0442	-0.0494	-0.0144	-0.0396	0.0529	-0.0113
	y	0.2848	0.2848	0.2902	0.2557	0.3447	0.3074
	z	0.0016	0.0049	0.0386	0.0290	0.0014	-0.0282
Distal	x	-0.0341	-0.0415	0.0000	-0.0080	0.0445	0.0016
	y	0.0750	0.0750	0.0511	0.1023	0.0614	0.0358
	z	0.0008	0.0052	0.0375	0.0225	0.0003	-0.0271

Taula B.25: Dades per als tendons travessant l'articulació IFP del dit anell.

		FP3	FS3	Extensor central3	Extensor radial3	Extensor cubital3
Proximal	x	-0.0397	-0.0311	0.0275	0.0150	0.0098
	y	0.1582	0.1582	0.2127	0.1991	0.1991
	z	0.0014	-0.0005	0.0008	0.0323	-0.0335
Distal	x	-0.0379	-0.0319	0.0284	0.0191	0.0192
	y	0.0682	0.0682	0.0341	0.0545	0.0545
	z	-0.0022	-0.0012	-0.0022	0.0222	-0.0311

Taula B.26: Dades per als tendons travessant l'articulació IFD del dit anell.

		FP3	Extensor terminal3
Proximal	x	-0.0345	0.0192
	y	0.0955	0.1364
	z	0.0044	-0.0034
Distal	x	-0.0198	0.0196
	y	0.0300	0.0300
	z	0.0001	-0.0041

Taula B.27: Dades per als tendons travessant l'articulació MCF del dit menovell.

		FP4	FS4	IV3	LU4	EC+EM	AM	FCM
Proximal	x	-0.0371	-0.0415	-0.0132	-0.0230	0.0433	-0.0069	-0.0069
	y	0.2769	0.2769	0.3088	0.3088	0.3451	0.3260	0.3260
	z	0.0102	0.0117	0.0429	0.0425	0.0101	-0.0535	-0.0535
Distal	x	-0.0375	-0.0444	0.0060	-0.0051	0.0375	-0.0091	-0.0091
	y	0.0549	0.0604	0.0340	0.0680	0.0408	0.0238	0.0204
	z	0.0069	0.0106	0.0390	0.0384	0.0032	-0.0455	-0.0455

Taula B.28: Dades per als tendons travessant l'articulació IFP del dit menovell.

		FP4	FS4	Extensor central4	Extensor radial4	Extensor cubital4
Proximal	x	-0.0326	-0.0281	0.0233	0.0165	0.0102
	y	0.1252	0.1252	0.1614	0.1524	0.1524
	z	0.0053	-0.0007	0.0005	0.0203	-0.0266
Distal	x	-0.0288	-0.0246	0.0247	0.0184	0.0100
	y	0.0453	0.0453	0.0299	0.0363	0.0363
	z	0.0015	0.0004	-0.0011	0.0167	-0.0291

Taula B.29: Dades per als tendons travessant l'articulació IFD del dit menovell.

		FP4	Extensor terminal4
Proximal	x	-0.0214	0.0170
	y	0.0880	0.0907
	z	-0.0018	-0.0108
Distal	x	-0.0170	0.0180
	y	0.0200	0.0200
	z	-0.0068	-0.0120

Apèndix C

Algoritme de minimització

C.1 Introducció

Al capítol 4 d'aquesta tesi s'ha presentat el desenvolupament del model biomecànic de la mà proposat, i la formulació matemàtica emprada per aconseguir estimar la distribució d'esforços musculars. Aquest problema constitueix, com s'ha pogut veure, un sistema d'equacions indeterminat, la qual cosa indica que no hi ha una única combinació d'esforços musculars que satisfaci les condicions d'equilibri dinàmic. Per tal de resoldre el problema, el model proposat considera que el criteri mitjançant el qual el sistema nerviós central controla l'acció muscular busca la *maximització de la resistència muscular a fatiga*. Aquest criteri s'ha provat correspondre aproximadament a minimitzar la següent funció objectiu [Crowninshield i Brand, 1981]

$$\sum \left(\frac{F_i}{AFST_i} \right)^2, \quad (\text{C.1})$$

on F_i representa la força exercida pel múscul i -èssim i $AFST_i$ és l'àrea fisiològica de la seua secció transversal.

El problema a resoldre per estimar els esforços musculars es transforma en la minimització de la funció objectiu C.1, sotmesa a les equacions de restricció

1. Balanços dinàmics per cada grau de llibertat del sistema.
2. Relacions entre els esforços de les distintes branques de les xarxes tendinoses.
3. Restricció dels valors dels esforços a valors fisiològicament acceptables: Els tendons no poden suportar esforços de compressió, i les forces que poden exercir els músculs estan limitades d'acord amb les equacions 4.17 i 4.18.

Per resoldre aquest problema s'ha utilitzat el *Optimization toolbox* o conjunt de subrutines d'optimització de què disposa el paquet *MATLAB*, entorn on s'ha desenvolupat el model biomecànic. En concret s'ha utilitzat la subrutina *constr*

atès el caràcter no lineal de la funció multivariable a minimitzar. En particular, la funció objectiu del problema és quadràtica i les restriccions són funcions lineals, problema que es sol anomenar de programació quadràtica. L'esmentada subrutina és més general, permetent minimitzar funcions no lineals, sotmeses a restriccions no lineals. A continuació es presenta una breu descripció de l'algoritme que utilitza.

C.2 Descripció de l'algoritme

El problema de minimització restringit pot descriure's de la següent manera

$$\begin{aligned} \text{Minimitzar} & \quad f(x), & \text{amb } x \in \mathfrak{R}^n \\ \text{sotmesa a:} & \quad G_i(x) = 0, & i = 1, \dots, m_e \\ & \quad G_i(x) \leq 0, & i = m_e + 1, \dots, m \\ & \quad x_l \leq x \leq x_u \end{aligned} \tag{C.2}$$

on $x = \{x_1, x_2, \dots, x_n\}$ és el vector dels paràmetres de disseny; $f(x)$ és la funció objectiu, no lineal, que retorna un valor escalar ($f(x) : \mathfrak{R}^n \rightarrow \mathfrak{R}$); $G(x)$ és el vector de funcions no lineals que retorna els valors de les restriccions d'igualtat ($G_i(x)$, $i = 1, \dots, m_e$) i desigualtat ($G_i(x)$, $i = m_e + 1, \dots, m$) avaluades amb x ($G(x) : \mathfrak{R}^n \rightarrow \mathfrak{R}^m$); x_l i x_u són els límits inferior i superior, respectivament, del vector de paràmetres de disseny.

La base de la minimització de funcions amb restriccions passa per la transformació del problema en un altre subproblema més senzill, el qual s'utilitza per engegar un procés iteratiu. Els primer mètodes emprats en aquest sentit presentaven la característica comuna de transformar el problema restringit en un problema no restringit mitjançant la utilització de funcions de penalització per a les restriccions, que estan prop o més enllà del límit que imposen les restriccions. Hui en dia es considera que aquestos mètodes són relativament ineficients, i han estat reemplaçats per mètodes que es basen en la solució de les equacions de Kuhn-Tucker. Aquestes equacions són condicions necessàries perquè el vector de paràmetres proporcione una solució òptima en problemes d'optimització restringits. Si el problema de programació és convexa, és a dir, $f(x)$ i $G_i(x)$, $i = 1, \dots, m$, són funcions convexes, aleshores les equacions de Kuhn-Tucker són a la vegada condicions necessàries i suficients per trobar-se en un punt que és una solució global del problema de optimització.

Les equacions de Kuhn-Tucker poden expressar-se de la següent forma

$$f(x^*) + \sum_{i=1}^m \lambda_i^* \cdot \nabla G_i(x^*) = 0 \tag{C.3a}$$

$$\nabla G_i(x^*) = 0, \quad i = 1, \dots, m_e \tag{C.3b}$$

$$\lambda_i^* \geq 0, \quad i = m_e + 1, \dots, m \tag{C.3c}$$

La primera equació descriu la cancel·lació dels gradients entre la funció objectiu i les restriccions actives en el punt de solució. Per cancel·lar els gradients és necessari que els multiplicadors de Lagrange (λ_i , $i = 1, \dots, m$) compensen les desviacions en

magnitud de la funció objectiu i els gradients de les restriccions. En aquesta operació de cancel·lació només s'inclouen les restriccions actives, de forma que les que no estiguen actives no han d'aparèixer, i per tant els multiplicadors de Lagrange corresponents han de ser zero. Aquesta consideració ve definida de forma implícita en les equacions C.3b i C.3b.

La solució de les equacions de Kuhn-Tucker és la base de molts algorismes de programació no lineal. Aquests algorismes intenten calcular directament els multiplicadors de Lagrange. En particular, la subrutina *constr* utilitza el mètode conegut com *programació quadràtica seqüencial*, ja que es resol un subproblema de programació quadràtica en cada iteració. Aquest mètode garanteix convergència superlineal acumulant informació de segon ordre respecte de les equacions KT utilitzant un procediment d'actualització quasi-newtonià.

Es tracta d'imitar el mètode de Newton utilitzat per a l'optimització sense restriccions. En cada iteració es realitza una aproximació del Hessià de la funció Lagrangiana utilitzant un mètode d'actualització quasi-newtonià. Aquesta aproximació s'utilitza per generar un subproblema, la solució del qual s'emptra per a identificar la direcció de recerca per a un procediment de recerca lineal. Abans de presentar aquest mètode, és convenient descriure els mètodes quasi-newtonians.

C.2.1 Mètodes quasi-newtonians

Dels mètodes que utilitzen informació del gradient, els més coneguts són els mètodes quasi-newtonians. Aquests mètodes construeixen informació en cada iteració sobre la curvatura per formular un problema quadràtic, com es veurà a continuació.

Si es minimitza una funció en una certa direcció u , el gradient de la funció ha de ser perpendicular a u sobre el mínim. Si es considera un punt P de l'espai de disseny com origen del sistema de coordenades d'aquest espai, qualsevol funció f pot aproximar-se mitjançant la sèrie de Taylor

$$\begin{aligned} f(x) &= f(P) + \sum_i \frac{\partial f}{\partial x_i} x_i + \frac{1}{2} \sum_{i,j} \frac{\partial^2 f}{\partial x_i \partial x_j} x_i x_j + \dots \\ &\approx b + c^T \cdot x + \frac{1}{2} \cdot x^T \cdot H \cdot x \end{aligned} \quad (\text{C.4})$$

on

$$b = f(P) \quad c^T = \nabla f|_P \quad H_{ij} = \left. \frac{\partial^2 f}{\partial x_i \partial x_j} \right|_P \quad (\text{C.5})$$

La matriu H , amb components iguals a les segons derivades parcials de la funció f , s'anomena *matriu Hessiana* de la funció en el punt P . De l'aproximació de l'equació C.15 es pot calcular el gradient fàcilment com

$$\nabla f = H \cdot x + c \quad (\text{C.6})$$

la qual cosa implica que el gradient s'anul·la quan $x = -H^{-1} \cdot c$.

D'acord amb el que s'acaba d'exposar, aquests mètodes converteixen el problema a la formulació quadràtica següent

$$\min_x \left(\frac{1}{2} \cdot x^T \cdot H \cdot x + c^T \cdot x + b \right) \quad (\text{C.7})$$

on H és la matriu Hessiana, matriu simètrica definida positiva; c és un vector constant; i b és una constant. I com s'acaba d'esmentar, la solució òptima per a aquest problema té lloc quan les derivades parcials de x tendeixen a zero, és a dir

$$\nabla f(x^*) = H \cdot x^* + c = 0 \quad (\text{C.8})$$

El punt que proporciona la solució òptima, x^* , pot escriure's com

$$x^* = -H^{-1} \cdot c \quad (\text{C.9})$$

Els mètodes newtonians, en contraposició als quasi-newtonians, calculen H directament i procedeixen en direcció descendent utilitzant un mètode de recerca lineal per localitzar el mínim després d'un cert nombre d'iteracions. El càlcul numèric de H implica un gran cost computacional. Els mètodes quasi-newtonians eviten açò emprant l'observació del comportament de $f(x)$ i $\nabla f(x)$ per construir informació sobre la curvatura amb la qual realitzar una aproximació de H utilitzant una tècnica d'actualització adequada. En particular, MATLAB utilitza el mètode *Broyden-Fletcher-Goldfarb-Shanno (BFGS)*, que es redueix a la següent fórmula

$$H_{k+1} = H_k + \frac{q_k \cdot q_k^T}{q_k^T \cdot s_k} - \frac{H_k^T \cdot s_k^T \cdot s_k \cdot H_k}{s_k^T \cdot H_k \cdot s_k} \quad (\text{C.10a})$$

$$\text{on } s_k = x_{k+1} - x_k \quad (\text{C.10b})$$

$$q_k = \nabla f(x_{k+1}) - \nabla f(x_k) \quad (\text{C.10c})$$

Com a punt inicial, H_0 pot utilitzar-se qualsevol matriu simètrica definida positiva. La informació del gradient se suministra mitjançant gradients calculats analíticament, o obtinguts de les derivades parcials utilitzant un mètode de diferenciació numèric per diferències finites. Açò implica perturbar cadascuna de les variables de disseny, x , i calcular el ritme de canvi de la funció objectiu.

En cada pas d'iteració, k , es realitza una recerca en la direcció

$$d = -H_k^{-1} \cdot \nabla f(x_k) \quad (\text{C.11})$$

en la qual s'espera que es trobe la solució buscada. El problema és trobar una nou punt d'iteració x_{k+1} de la forma

$$x_{k+1} = x_k + \alpha^* \cdot d \quad (\text{C.12})$$

on x_k denota l'actual punt d'iteració, d la direcció de recerca i α^* és el pas d'iteració que proporciona la distància al mínim.

C.2.2 Programació quadràtica seqüencial

L'equació C.2 es considerarà simplificada assumint que els límits inferior i superior del vector x venen expressats com restriccions de desigualtat. Atès el problema descrit per l'equació C.2, la idea principal és la formulació d'un subproblema en el qual es minimitzarà la funció Lagrangiana

$$L(x, \lambda) = f(x) + \sum_{i=1}^m \lambda_i \cdot g_i(x) \quad (\text{C.13})$$

per aproximar-se a la condició de Kuhn-Tucker definida per l'equació C.3a. Aquesta serà la funció sobre la que es realitza l'aproximació quadràtica, sobre la que a més es linealitzen les restriccions no lineals, amb la qual cosa el subproblema s'expressa

$$\begin{array}{ll} \text{Minimitzar} & \frac{1}{2} \cdot d^T \cdot H_k \cdot d + \nabla f(x_k)^T \cdot d, \quad \text{amb } d \in \mathfrak{R}^n \\ \text{sotmesa a:} & \begin{array}{ll} \nabla g_i(x_k)^T \cdot d + g_i(x_k) = 0, & i = 1, \dots, m_e \\ \nabla g_i(x_k)^T \cdot d + g_i(x_k) \leq 0, & i = m_e + 1, \dots, m \end{array} \end{array} \quad (\text{C.14})$$

Aquest subproblema es pot resoldre utilitzant un algoritme de programació quadràtica. La solució del subproblema s'utilitza per a generar un nou punt iteració

$$x_{k+1} = x_k + \alpha_k \cdot d_k \quad (\text{C.15})$$

La longitud del pas d'iteració α_k es determina mitjançant un procediment de recerca lineal apropiat, de forma que s'obté un descens suficient en una certa funció. La matriu H_k és una aproximació definida positiva de la matriu Hessiana de la funció Lagrangiana (Eq. C.13). H_k s'actualitza mitjançant l'esmentat mètode BFGS.

Apèndix D

Estudis de parametrització

En aquest apèndix es presenta el desenvolupament i resultats obtinguts de la realització de dos estudis de camp realitzats durant el procés de desenvolupament d'un model escalable. En primer lloc es presenta l'estudi de camp realitzat per aconseguir parametritzar la gruixària dels segments ossis, i en segon lloc, l'estudi realitzat per parametritzar l'acció muscular.

D.1 Parametrització de les gruixàries dels segments

Per poder desenvolupar un model dinàmic és necessari conèixer les característiques màssiques i inercials dels distints components del sistema a modelitzar. En el cas de la modelització de la mà que es presenta en aquesta tesi, aquestes característiques han estat estimades a partir de l'aproximació de la seua geometria. Cadascun dels segments ossis ha estat aproximat mitjançant cilindres amb una densitat d' 1.1 g/cm^3 [Esteki i Mansour, 1997]. Les longituds dels cilindres han estat obtingudes del treball de Buchholz *et al* (1992), que proporciona aquestos valors parametritzats respecte de la longitud de la mà (LM). Quant als diàmetres dels segments, no s'ha trobat a la literatura cap treball que proporcione dades sobre la gruixària dels segments en forma paramètrica.

És per això que s'ha realitzat l'estudi de camp que es presenta a continuació. L'objectiu del treball presentat en aquest apartat és l'obtenció de les dades antropomètriques referents a la dimensió transversal dels segments que componen la mà, i fer-ho en funció dels paràmetres que defineixen la grandària de la mà (AM i LM).

Amb tal finalitat s'ha realitzat un estudi de camp sobre un total de 13 subjectes, 9 homes i 4 dones. L'edat mitjana dels subjectes participants en l'estudi ha estat de 32 anys, amb una desviació estàndar de 5.8 anys. Per a cadascun d'aquestos subjectes s'ha mesurat amb un peu de rei l'amplària (AM) i longitud (LM) de la mà, i l'amplària i gruixària de cadascun dels segments. L'AM s'ha considerat com

la distància entre les articulacions MCF dels dits índex i menovell, mesurada sobre el dors de la mà, i la LM com la distància desde el plec de la canella fins a l'extrem del dit medial, amb la mà en extensió (Fig. D.1). L'amplària i la gruixària dels segments ha estat mesurada amb un peu de rei aproximadament sobre la secció central de cada segment (Fig. D.2).

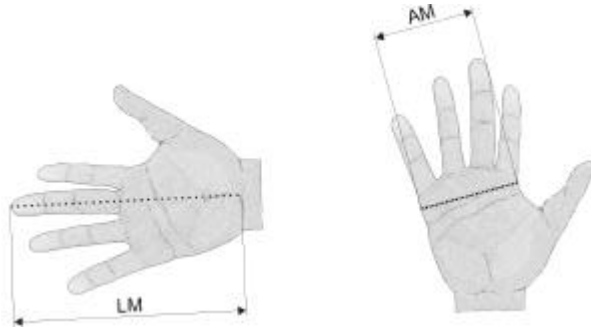


Figura D.1: Definició dels paràmetres AM i LM.

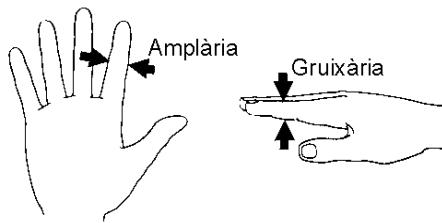


Figura D.2: Amplària i gruixària de la falange medial del dit índex.

Les dades replegades han estat analitzades estadísticament, havent-se observat una bona correlació de les dimensions transversals dels segments mesurades amb l'amplària de la mà. A les taules D.1 i D.2 es presenten els coeficients de correlació obtinguts per a l'amplària i gruixària dels segments, respectivament, amb el paràmetre AM. Els coeficients de regressió obtinguts per a les amplàries dels segments varien entre 0.500 i 0.786, mentre que per a les gruixàries ho fan entre 0.484, i 0.844.

Taula D.1: Coeficients de regressió (R) de les amplàries dels diferents segments amb el paràmetre AM

	Segment	R
Polze	F.Proximal	0.677
	F.Distal	0.681
Índex	F.Proximal	0.709
	F.Medial	0.527
	F.Distal	0.669
Medial	F.Proximal	0.738
	F.Medial	0.500
	F.Distal	0.758
Anell	F.Proximal	0.675
	F.Medial	0.786
	F.Distal	0.750
Menovell	F.Proximal	0.718
	F.Medial	0.609
	F.Distal	0.631

Taula D.2: Coeficients de regressió (R) de les gruixàries dels diferents segments amb el paràmetre AM

	Segment	R
Polze	Metacarp	0.844
	F. Proximal	0.609
	F. Distal	0.512
Índex	F. Proximal	0.673
	F. Medial	0.615
	F. Distal	0.484
Medial	F. Proximal	0.746
	F. Medial	0.833
	F. Distal	0.679
Anell	F. Proximal	0.549
	F. Medial	0.600
	F. Distal	0.584
Menovell	F. Proximal	0.669
	F. Medial	0.559
	F. Distal	0.683

Atès que els coeficients de correlació obtinguts són significatius, s'han parametritzat l'amplària i gruixària dels segments respecte del paràmetre AM. A les taules D.3 i D.4 es presenten els valors mitjans de les proporcions entre l'amplària i gruixària de cadascun dels segments, i el paràmetre AM. En aquestes taules es pot observar els menuts valors dels coeficients de variació per a aquestes proporcions, estant els valors màxims del 6.0% per a les amplàries i del 8.4% per a les gruixàries.

Taula D.3: Valors mitjans, desviacions estàndar i coeficients de variació de la relació entre l'amplària de cada segment i el paràmetre AM.

	Segment	Mitjana	Desviació estàndar	Coefficient de variació (%)
Polze	F. Proximal	0.220	0.009	4.2
	F. Distal	0.239	0.008	3.5
Índex	F. Proximal	0.231	0.010	4.3
	F. Medial	0.210	0.012	5.8
	F. Distal	0.198	0.012	6.0
Medial	F. Proximal	0.212	0.007	3.2
	F. Medial	0.206	0.010	5.0
	F. Distal	0.200	0.008	3.9
Anell	F. Proximal	0.202	0.010	4.9
	F. Medial	0.192	0.006	3.4
	F. Distal	0.187	0.010	5.5
Menovell	F. Proximal	0.186	0.008	4.5
	F. Medial	0.172	0.008	4.8
	F. Distal	0.165	0.010	6.0

Taula D.4: Valors mitjans, desviacions estàndar i coeficients de variació de la relació entre la gruixària de cada segment i el paràmetre AM.

	Segment	Mitjana	Desviació estàndar	Coefficient de variació (%)
Polze	Metacarp	0.438	0.026	5.8
	F. Proximal	0.212	0.017	8.0
	F. Distal	0.185	0.016	8.4
Índex	F. Proximal	0.227	0.009	4.1
	F. Medial	0.186	0.009	4.6
	F. Distal	0.153	0.009	6.0
Medial	F. Proximal	0.220	0.008	3.7
	F. Medial	0.187	0.009	4.7
	F. Distal	0.159	0.010	6.0
Anell	F. Proximal	0.204	0.012	6.1
	F. Medial	0.172	0.011	6.3
	F. Distal	0.148	0.009	5.9
Menovell	F. Proximal	0.180	0.011	6.1
	F. Medial	0.157	0.009	5.6
	F. Distal	0.133	0.008	6.1

D.2 Parametrització de la potència muscular

Per poder escalar l'acció muscular cal estudiar com varia la potència muscular dels subjectes amb les seues característiques antropomètriques. En aquest sentit, cal assenyalar que la potència muscular de cada subjecte ve limitada pels valors de les AFST dels seus músculs. No hi existeix cap treball a la literatura que proporcione informació sobre la relació de les AFST dels músculs que accionen la mà amb les mesures externes de la mà.

L'objectiu d'aquest estudi ha estat analitzar la relació entre la potència muscular i les característiques antropomètriques dels subjectes, per tal d'aconseguir parametritzar els paràmetres AFST dels músculs.

Amb aquesta finalitat s'han analitzat les dades replegades en un estudi de camp realitzat amb anterioritat pel Grup de Biomecànica i Ergonomia de la UJI al respecte de la problemàtica al voltant de l'ús d'eines manuals [Pérez i Vergara, 1997]. En aquest estudi de camp participaren un total de 78 treballadors de 27 empreses de distints sectors, que utilitzen habitualment eines manuals.

Entre les dades replegades es trobaven l'amplària i la longitud de la mà, el perímetre de la canella i la màxima força mesurada amb un dinamòmetre de Collins. A la taula D.5 es presenta la descripció estadística dels subjectes participants en l'estudi.

Taula D.5: Descriptiu estadístic de les característiques dels subjectes participants en l'estudi

	Mitjana	Desviació estàndar
Edat (anys)	36,69	11,96
Amplària de la mà (mm)	89,46	5,192
Longitud de la mà (mm)	184,052	7,509
Perímetre de la canella (mm)	173,346	10,742

S'ha estudiat la correlació de la màxima força mesurada amb les distintes dimensions mesurades per separat, i també els seus productes. La millor correlació s'ha identificat amb el producte de les dimensions AM·LM, que ha estat de 0.624 amb un nivell de significació menor de 0.01. A la figura D.3 s'han representat les mesures de força màxima de tots els subjectes participants front al producte AM·LM, podent-se observar clarament la relació lineal esmentada.

Aquesta relació ha estat utilitzada per escalar l'acció muscular. En particular, com la potència muscular depèn de l'AFST dels músculs, i havent trobat que la potència muscular mesurada guarda una relació lineal amb una quantitat que té dimensions de superfície, s'ha realitzat l'escalat dels valors d'AFST en funció del producte $LM \cdot AM$ a partir d'uns valors de referència, de la següent manera

$$AFST(LM, AM) = AFST(LM_{ref}, AM_{ref}) \cdot \frac{LM \cdot AM}{LM_{ref} \cdot AM_{ref}}. \quad (D.1)$$

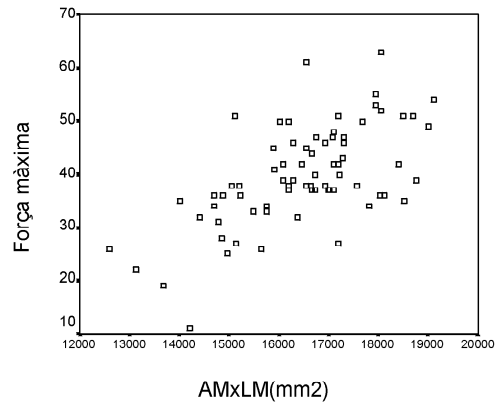


Figura D.3: Força màxima mesurada per a tots els subjectes front al producte AM-LM.

Apèndix E

Recopilació de recomanacions de disseny d'eines manuals

E.1 Introducció

A continuació es resumeixen les recomanacions més generals trobades a la bibliografia sobre el disseny ergonòmic d'eines manuals. Existeixen també recomanacions específiques sobre algunes eines concretes, però que no es presenten en aquest resum. Les principals fonts consultades per realitzar aquesta recopilació han estat: Mital i Kilbom, (1992a i 1992b), Radwin i Haney (1996), Pheasant (1986), Eastman Kodak Company (1983), Chaffin i Anderson (1990), Helander i Nagamachi (1992), Woodson (1981), McCormick i Sanders (1993), i Huchingson (1981).

Les recomanacions que es presenten han estat obtingudes a partir de les següents consideracions:

- *Antropometria de la mà*: El coneixement de les dimensions de la mà és necessari per dimensionar els mànecs de les eines. En aquest sentit caldrà tenir en compte els distints grups de població i percentils als quals pugui estar destinada l'eina. A la taula E.1 es presenten algunes de les mesures més usuals a tenir en compte, corresponents als paràmetres de la figura E.1.
- *Tipus d'agarrada* (de potència, precisió o intermèdia): La forma d'agarrada condiciona d'una banda la grandària del mànec, i d'altra banda la força màxima que es pot exercir, així com el grau de manipulabilitat. S'ha d'assegurar que el disseny del mànec afavoreix el tipus d'agarrada concorde a la tasca que s'ha de realitzar, per tal d'exercir la força desitjada i permetre el grau de manipulabilitat necessari.

Taula E.1: Estimacions antropomètriques per a la mà [?]

	Dimensions (mm)	Homes				Dones			
		5	50	95	SD	5	50	95	SD
1	Longitud mà	173	189	205	10	159	174	189	9
2	Longitud palma	98	107	116	6	89	97	105	5
3	Longitud polze	44	51	58	4	40	47	53	4
4	Longitud dit índex	64	72	79	5	60	67	74	4
5	Longitud dit medial	76	83	90	5	69	77	84	5
6	Longitud dit anell	65	72	80	4	59	66	73	4
7	Longitud dit menovell	48	55	63	4	43	50	57	4
8	Ample polze	20	23	26	2	17	19	21	2
9	Gruixària polze	19	22	24	2	15	18	20	2
10	Ample dit índex	19	21	23	1	16	18	20	1
11	Gruixària dit índex	17	19	21	1	14	16	18	1
12	Ample mà (metacarp)	78	87	95	5	69	76	83	4
13	Ample mà (amb polze)	97	105	114	5	84	92	99	5
14	Ample mà (mínim)	71	81	85	6	63	71	79	5
15	Gruixària mà (mínim)	27	33	38	3	24	28	33	3
16	Gruixària mà (amb polze)	44	51	58	4	40	45	50	3
17	Diàmetre d'agarrada màxim	45	52	59	4	43	48	53	3
18	Extensió màxima	178	206	234	17	165	190	215	15
19	Extensió funcional màxima	122	142	162	12	109	127	145	11
20	Accés quadrat mínim	56	66	76	6	50	58	67	5

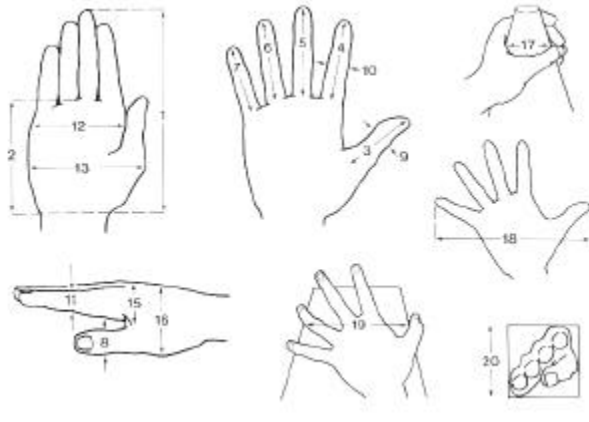


Figura E.1: Paràmetres antropomètrics utilitzats a la taula E.1.

- *Força màxima d'agarrada*: Per a cada tipus d'agarrada hi existeix una grandària òptima per a la qual s'exerceix la màxima força.
- *Efecte de la postura de la canella* sobre la força màxima d'agarrada: Les desviacions de la postura neutra de la canella disminueixen la màxima força d'agarrada (Taula E.2).
- *Postura associada a l'ús de l'eina*: La postura que adopta l'usuari depèn del tipus d'agarrada, de la superfície de treball (alçada i orientació), i de la forma del mànec. Les recomanacions en aquest sentit es basen en aconseguir

Taula E.2: Efecte de la postura de la canella sobre la màxima força d'agarrada

Posició de la canella	% de la màxima força
Neutra	100
Desviació radial (25°)	80
Desviació cubital (45°)	75
Flexió (45°)	60
Extensió (68°)	45

una postura de treball amb la canella neutra, els múscles relaxats i els colzes a 90° (Fig. E.2).

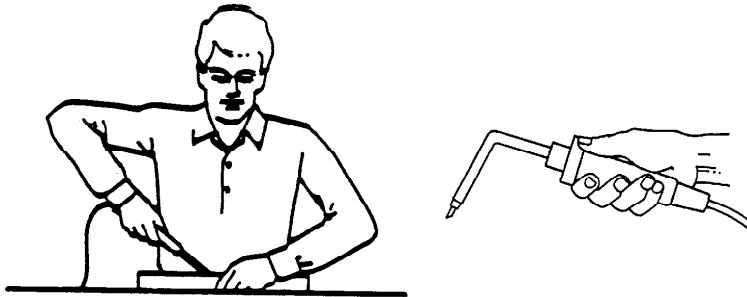


Figura E.2: Canvi de curvatura d'un soldador, per aconseguir treballar amb els múscles relaxats.

- *Sensibilitat a la pressió* sobre teixits i articulacions de la mà: Cal tenir en compte que les zones més acoixinades de la mà suporten millor la pressió. En especial s'ha d'evitar la pressió en la part dorsal dels dits i en el centre de la palma. A partir d'un límit de pressió (entre 50-150 KPa, segons zona i autors) apareix sensació de dolor.
- *Característiques dels usuaris*: És evident que les distintes característiques dels usuaris (sexe, destres o esquerrans, tècnica i experiència del treballador) han de tenir-se en compte a l'hora de dissenyar una eina.

E.2 Recomanacions

E.2.1 Forma del mànec

- *Maximització de l'àrea de contacte*: L'eina serveix per transmetre la força desenvolupada per l'usuari sobre l'element de treball. Aquesta transmissió s'ha de realitzar maximitzant l'àrea de contacte, de forma que la força es distribueixi sobre zones més àmplies i es redueixen les pressions sobre la mà (Fig. E.3). A més, les pressions s'han d'exercir sobre les zones que millor ho suporten.
- *Forma dels dits no molt marcada*: Per tal de maximitzar l'àrea de contacte es pot marcar sobre el mànec la forma dels dits. Això no obstant s'ha d'evitar

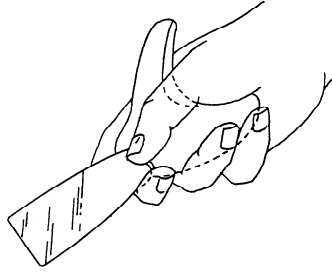


Figura E.3: Exemple de mànec amb forma adaptada a la curvatura de la mà, per augmentar la superfície de contacte.

marcar-la excessivament perquè d'altra manera no s'acobla bé a totes les grandàries de mà i s'indueixen pressions no desitjables.

- *Seccions de mànecs amb cares semiplanes*: Malgrat que els mànecs cilíndrics són més còmodes d'agarrar, els mànecs amb cares semiplanes impedeixen millor el lliscament, afavorint un major control de l'agarrada. És important que les interseccions dels plànols estiguen arrodonides (radi mínim 25mm).
- *Seccions del mànec segons el tipus d'esforç*: Segons el tipus d'esforç que s'haja de realitzar, és preferible utilitzar un tipus de secció o altre, per afavorir la forma d'agarrada idònia a tal efecte. Així, per realitzar accions de gir es recomanen seccions triangulars o rectangulars; per a accions d'empènyer secció cilíndrica o amb forma acampanada; per accions d'estirar, mànecs amb forma de T.
- *Curvatura dels mànecs en eines amb 2 mànecs*: La forma dels mànecs ha de considerar la forma còncava en la part dels dits, i la convexa en la base del polze (Fig. E.4).

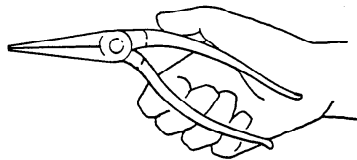


Figura E.4: Exemple de curvatura ideal dels mànecs d'unes alicates. També s'aprecia un doblegat dels mànecs respecte de les puntes de l'eina, per tal d'evitar la desviació de la canella.

- *Doblegat del mànec*: El mànec haurà de doblegar-se adequadament de forma que la seua orientació afavoresca que la canella treballi en posició neutra. No existeix una recomanació general per doblegar els mànecs, ja que la postura de la canella depèn de l'orientació de la superfície de treball i de la tasca concreta que s'ha de desenvolupar. Això no obstant, pot generalitzar-se

que és recomanable doblegar el mànec per evitar moviments de la canella en direcció radial/cubital, mentre que no cal doblegar per a moviments en direcció de flexió/extensió (Fig. E.5 i E.4).

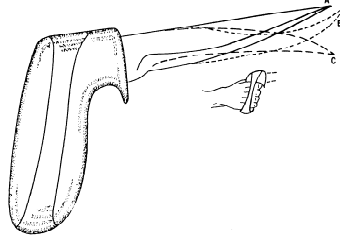


Figura E.5: Mànec d'un ganivet emprat en la indústria carnissera per tallar en direcció vertical. Amb el doblegat del mànec s'aconsegueix evitar els moviments radial/cubital de la canella.

- *Alineament del mànec:* Per evitar el moment de la canella es recomana alinear el mànec amb el plànol de força.
- *Topalls:* Per prevenir lesions quan la mà llisca, és convenient disposar topalls (Fig. E.3) en la part davantera del mànec (entre 1.5 i 2 cm).



Figura E.6: Topall per prevenir lesions.

E.2.2 Grandària del mànec

Un error freqüent és seleccionar la grandària del mànec en funció de la grandària de l'eina (per exemple, joc de tornavissos a escala). La grandària del mànec s'ha de seleccionar en funció de la grandària de la mà i de la força necessària, la qual determinarà el tipus d'agarrada a emprar.

- *Longitud:*

En agarrades de potència i per a eines de dos mànecs, la longitud mínima és de 10 cm, malgrat que són preferibles 13 cm. Amb guants, s'ha d'augmentar uns 2 cm.

En agarrades de precisió, la longitud mínima és de 10 cm per a agarrades externes (bolígraf), i en el cas d'agarrades internes (ganivet) el mànec

ha de sobrepassar la palma. D'aquesta manera s'eviten concentracions de pressions indesitjables (Fig. E.7).



Figura E.7: Alicates amb mànec massa curt, de forma que s'indueix una concentració de pressions indesitjable en la palma.

— *Gruixària:*

En agarrades de potència, els diàmetres (de qualsevol secció inscrita) recomanats estan entre 3 i 5 cm.

En agarrades de precisió, diàmetres (de qualsevol secció inscrita) entre 1 i 3 cm.

Per a eines amb mànecs pivotants, es recomana una obertura de 5 a 10 cm, malgrat que és preferible limitar-la entre 6.5 i 9 cm, si és possible.

— *Grandària dels forats per als dits:*

Per a mànecs on s'hagen d'allotjar tots els dits (per exemple serres) es recomana un buit mínim per allotjar la palma de 6 x 12 cm, havent de majorar-lo en 2 cm quan s'utilitzen guants.

En el cas d'haver d'allotjar un dit (tisoires), es recomana un diàmetre d'uns 3 cm.

E.2.3 Superfície i material del mànec

- La superfície no ha de ser massa polida per evitar lliscaments. Són preferibles mànecs amb certa textura, però sense arribar a ser abrasiva.
- Per evitar el lliscament és convenient que la superfície tinga estries o ondulacions direcció oposada al possible lliscament, però evitant sempre formes molt pronunciades o ondulacions no arrodonides que produeixen concentracions de pressions.
- El material ha de ser lleugerament compressible per amortir cops i distribuir les pressions.

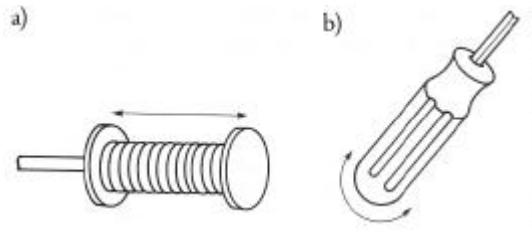


Figura E.8: Distinta configuració de les estries sobre un mànec per evitar el lliscament: a) Estries circumferencials per exercir esforços en sentit longitudinal; b) Estries longitudinals per exercir un parell torsor.

- El material ha de ser aïllant, tant tèrmic com elèctric. No ha d'utilitzar-se metall per a les zones d'agarrada, és preferible la fusta, els plàstics i les gomes.
- Els mànecs han de ser impermeables a l'absorció d'olis, productes químics, greix, dissolvents, etc.
- Els mànecs han de ser suficientment durs per no recollir materials abrasius com borumballa, partícules o pols.

E.2.4 Pes i centre de gravetat

- Com més lleugera siga l'eina, més fàcil és de manipular.
- En general, les eines de potència no han de sobrepassar els 2,3 Kg de pes. Aquest valor s'haurà de reduir si l'eina ha de ser manipulada lluny del cos. També es reduirà aquest valor si el centre de gravetat de l'eina està lluny de la canella, per evitar un parell excessiu sobre ella.
- En cas que s'hagen d'utilitzar eines que sobrepassen aquestos límits de pes, es recomana utilitzar un suport que contrarreste el pes de l'eina.
- Les eines de precisió no han de pesar més de 0,4 Kg.
- Les eines han d'estar equilibrades, amb el seu centre de gravetat el més prop possible del punt del suport i alineat amb la mà.

E.2.5 Guants

- Avantatges: Protegeixen de talls, abrasions, etc., protegeixen del contacte amb materials tòxics, freds o calents, i redueixen la transmissió de vibracions.
- Inconvenients: Disminueixen el control dels moviments, disminueixen la força d'agarrada (al voltant d'un 20%, malgrat que depèn del material del guant, del seu tall, de l'ajust, etc.) i disminueixen la sensació del tacte.
- A més, s'ha de tenir en compte que la grandària de la mà augmenta amb l'ús de guants.

E.2.6 Interruptors i pulsadors

- S'ha d'evitar l'estrenyiment continu, que produeix fatiga i pèrdua de flexibilitat en els dits.
- Les forces d'activació han de ser inferiors a 10N.
- És millor utilitzar el polze que l'índex per exercir força, i si és possible s'utilitzaran diversos dits en lloc d'un únic dit (Fig. E.9).

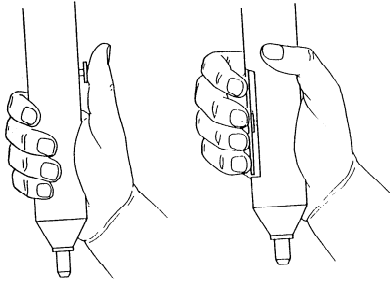


Figura E.9: Canvi de situació dels interruptors d'una eina per utilitzar diversos dits per accionarla.

- La posició dels pulsadors serà funció de la forma d'agarrada a utilitzar i de la mobilitat dels dits que permeta. S'haurà de tenir especial precaució en que l'eina no s'active pel seu propi pes.
- Si l'eina és especialment perillosa, és convenient que el seu funcionament requereixi mantenir polsat l'interruptor com mecanisme de seguretat.

E.2.7 Vibració

- S'han d'evitar vibracions en el rang de 2-200 Hz per evitar problemes circulatoris en les mans:

L'efecte del *dit blanc* (disminució del flux sanguini) es produeix amb vibracions entre 50 i 100 Hz.

L'efecte de *Dart* (acoplament del flux sanguini) es produeix amb vibracions al voltant de 100 Hz.

Les vibracions inferiors a 100 Hz es transmeten al tronc i extremitats, i són les més molestes subjectivament.

- Les vibracions superiors a 1000 Hz són menys crítiques.

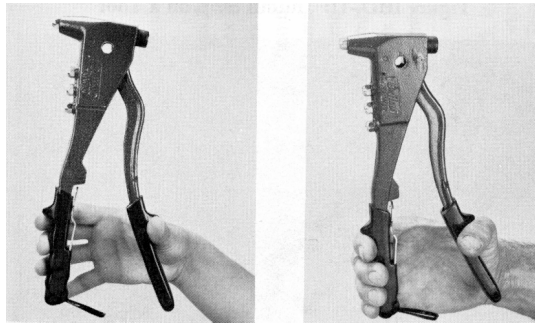


Figura E.10: Diferent abast en una mà de dona o d'home.

E.2.8 Característiques dels usuaris

- Les dones tenen en general menor força (de l'ordre del 50-60% de la dels homes), i menor grandària de la mà (Fig. E.10).
- El nombre d'esquerrans és quelcom superior al 10% de la població. Els principals problemes els troben en la utilització d'eines de tall i eines amb 2 mànecs, dissenyades específicament per a usuaris destres.
- L'eina s'ha de dissenyar perquè pugui ser utilitzada tant amb la mà dreta com esquerra, eliminant elements inadequats com buits amb formes per als dits.

E.2.9 Condicions de seguretat

- S'ha d'evitar que es puguin produir pessics en les eines amb parts mòbils. Açò es pot aconseguir utilitzant topalls o punts de frenada i deixant l'espai suficient entre els mànecs (Fig. E.11).



Figura E.11: Exemple de topall introduït per evitar pessics.

- Les vores i cantons dels mànecs han d'estar arrodonits per evitar talls.
- S'han d'acomplir les normes de seguretat vigents (ús de guants, protecció per als ulls, etc.).

Bibliografia

- [An *et al*, 1979] K.N. An, E.Y. Chao, W.P. Cooney, i R.L. Linscheid. Normative model of human hand for biomechanical analysis. *J. Biomechanics*, 12:775–788, 1979.
- [An *et al*, 1981] K.N. An, F.C. Hui, F.F. Morrey, R.L. Linscheid, i E.Y. Chao. Muscles across the elbow joint: A biomechanical analysis. *J. Biomechanics*, 14(10):659–669, 1981.
- [An *et al*, 1983] K.N. An, Y. Ueba, E.Y. Chao, W.P. Cooney, i R.L. Linscheid. Tendon excursion and moment arm of index finger muscles. *J. Biomechanics*, 16(6):419–425, 1983.
- [An *et al*, 1984] K.N. An, B.M. Kwak, E.Y. Chao, i B.F. Morrey. Determination of muscle and joint forces: A new technique to solve the indeterminate problem. *Trans. ASME*, 106:364–367, 1984.
- [An i Cooney, 1991] K.N. An i W.P. Cooney. *Biomechanics of the hand*, capítol Biomecànica, pàgines 137–146. Churchill Livingstone, 1991.
- [An *et al*, 1991] K.N. An, E.Y. Chao, i K.R. Kaufman. Analysis of muscle and joint loads. En V.C. Mow i W.C. Hayes, editors, *Basic Orthopaedic Biomechanics*, New York, 1991. Raven Press, Ltd.
- [Armstrong, 1982] T.J. Armstrong. Development of a biomechanical hand model for study of manual activities. In R. Easterby *et al*, editor, *Anthropometry and Biomechanics: Theory and Application*, pàgines 183–191, New York, 1982. Plenum Press.
- [Barmakian, 1992] J.T. Barmakian. Anatomy of the joints of the thumb. *Hand Clinics*, 8(4):683–691, 1992.
- [Bendz, 1985] P. Bendz. The functional significance of the oblique retinacular ligament of landsmeer. A review and new proposals. *J. Hand Surgery*, 10B(1):25–29, 1985.
- [Berme *et al*, 1977] N. Berme, J.P. Paul, i W.K. Purves. A biomechanical analysis of the metacarpophalangeal joint. *J. Biomechanics*, 10:409–412, 1977.

- [Biryukova i Yourovskaia, 1994] E.V. Biryukova i V.Z. Yourovskaia. A model of human hand dynamics. In F. Schuind *et al*, editor, *Advances in the Biomechanics of the Hand and Wrist*, pàgines 107–122, New York, 1994. Plenum Press.
- [Brand *et al*, 1981] P.W. Brand, R.B. Beach, i D.E. Thompson. Relative tension and potential excursion of muscles in the forearm and hand. *J. Hand Surgery*, 6(3):209–219, 1981.
- [Brand *et al*, 1986] R.A. Brand, D.R. Pedersen, i J.A. Friederich. The sensitivity of muscle predictions to changes in physiological cross-sectional area. *J. Biomechanics*, 19(8):589–596, 1986.
- [Brand i Hollister, 1992] P.W. Brand i A. Hollister. *Clinical Mechanics of the Hand*. Mosby Year Book, St. Louis, segona edició, 1992.
- [Brook *et al*, 1995] N. Brook, J. Mizrahi, M. Shoham, i J. Dayan. A biomechanical model of index finger dynamics. *Med. Eng. Phys.*, 17:54–63, 1995.
- [Buchholz *et al*, 1988] B. Buchholz, R. Wells, i T.J. Armstrong. The influence of object size on grasp strength: Results of a computer simulation of cylindrical grasp. *Proc. Am. Soc. Biomech.*, pàgines 32–33, 1988.
- [Buchholz i Armstrong, 1992] B. Buchholz i T.J. Armstrong. A kinematic model of the human hand to evaluate its prehensile capabilities. *J. Biomechanics*, 25(2):149–162, 1992.
- [Buchholz *et al*, 1992] B. Buchholz, T.J. Armstrong, i S.A. Goldstein. Anthropometric data for describing the kinematics of the human hand. *Ergonomics*, 35(3):261–273, 1992.
- [Buchner *et al*, 1988] H.J. Buchner, M.J. Hines, i H. Hemami. A dynamic model for finger interphalangeal coordination. *J. Biomechanics*, 21(6):459–468, 1988.
- [Buford *et al*, 1990] W.L. Buford, L.M. Myers, i A.M. Hollister. A modeling and simulation system for the human hand. *J. Clinical Engineering*, 15(6):445–452, 1990.
- [Cacha, 1999] C.A. Cacha. *Ergonomics and safety in hand tool design*. Levis Publishers, New York, 1999.
- [Casolo i Lorenzi, 1994] F. Casolo i V. Lorenzi. Finger mathematical modelling and rehabilitation. In F. Schuind *et al*, editor, *Advances in the Biomechanics of the Hand and Wrist*, pàgines 197–223, New York, 1994. Plenum Press.
- [Challis, 1997] J.H. Challis. Producing physiologically realistic individual muscle force estimations by imposing constraints when using optimisation techniques. *Med. Eng. Phys.*, 19(3):253–261, 1997.

- [Chao *et al*, 1976] E.Y. Chao, J. D. Opgrande, i F.E. Axmear. Three dimensional force analysis of finger joints in selected isometric hand functions. *J. Biomechanics*, 9:387–395, 1976.
- [Chao i An, 1978] E.Y. Chao i K.N. An. Internal forces in human hand. *J. of the Engineering Mechanics Division, ASCE*, 104(EM1):255–272, 1978.
- [Comín *et al*, 1998] M. Comín, R. Dejoz, C. Atienza, J. Prat, J.L. Peris, P. Vera, A. Gil, i C. Reig. *Biomecánica Articular y Sustituciones Protésicas*. Instituto de Biomecánica de Valencia, Valencia, 1998.
- [Cooney i Chao, 1977] W.P. Cooney i E.Y.S. Chao. Biomechanical analysis of static forces in the thumb during hand function. *J. Bone and Joint Surgery*, 59-A(1):27–36, 1977.
- [Cooney *et al*, 1981] W.P. Cooney, M.J. Lucca, E.Y.S. Chao, i R.L. Linscheid. The kinesiology of the thumb trapeziometcarpal joint. *Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 63A:1371–1381, 1981.
- [Cooney *et al*, 1985] W.P. Cooney, K.N. An, J.R. Daube, i L.J. Askew. Electromyographic analysis of the thumb: a study of isometric forces in pinch and grasp. *J. Hand Surgery*, 10-A(2):202–210, 1985.
- [Craig, 1981] R.R. Craig. *Structural Dynamics*. John Wiley and Sons, New York, 1981.
- [Craig, 1992] S.M. Craig. Anatomy of the joints of the fingers. *Hand Clinics*, 8(4):693–700, 1992.
- [Crowninshield i Brand, 1981] R.D. Crowninshield i R.A. Brand. A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. *J. Biomechanics*, 14:793–801, 1981.
- [Cutkosky i How, 1990] M.R. Cutkosky i R.D. Howe. *Destrous Robot Hands*, capítol 1: Human grasp choice and robotic grasp analysis, pàgines 5–31. Springer-Verlag, New York, 1990.
- [Daams, 1994] B.J. Daams. *Human force exertion in user-product interaction. Backgrounds for design*. Delft University Press, Delft, 1994.
- [Darling *et al*, 1994] W.G. Darling, K.J. Cole, i G.F. Miller. Coordination of index finger movements. *J. Biomechanics*, 27(4):479–491, 1994.
- [Davidoff i Freivalds, 1993] N.A. Davidoff i A. Freivalds. A graphic model of the human hand using catia. *Ergonomics*, 12:255–264, 1993.
- [Dons *et al*, 1979] B. Dons, K. Bollerup, F. Bonde-Petersen, i S. Hancke. The effect of weight-lifting exercise related to muscle fiber composition and muscle cross-sectional area in humans. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 40:95–106, 1979.

- [Dubousset, 1981] J.F. Dubousset. *The Hand*, volum I, capítol 6: The Digital Joints, pàgines 191–201. Tubiana, R. W.B. Saunders Company, Philadelphia, 1981.
- [Eastman Kodak Company, 1983] Eastman Kodak Company, New York. *Ergonomic Design for people at work*.
- [Eklund i Freivalds, 1993] J. Eklund i A. Freivalds. Hand tools for the 1990's. *Applied Ergonomics*, 24(3):146–147, 1993.
- [El-Gammal *et al*, 1993] T.A. El-Gammal, C.M. Steyers, W.F. Blair, i J.A. Maynard. Anatomy of the oblique retinacular ligament of the index finger. *J. Bone and Hand Surgery*, 18A(4):717–721, 1993.
- [Enoka i Stuart, 1992] R.M. Enoka i D.G. Stuart. Neurobiology of muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology*, pàgines 1631–1648, 1992.
- [Esteki i Mansour, 1997] A. Esteki i J.M. Mansour. A dynamic model of the hand with application in functional neuromuscular stimulation. *Annals of Biomedical Engineering*, 25:440–451, 1997.
- [Eyler i Markee, 1954] D.L. Eyler i J.E. Markee. The anatomy and function of the intrinsic musculature of the fingers. *J. Bone and Joint Surgery*, 36A(1):1–18, 1954.
- [Fahrer, 1981a] M. Fahrer. *The Hand*, volum I, capítol 40: Interdependent and Dependent Actions of the Fingers, pàgines 399–403. Tubiana, R. W.B. Saunders Company, Philadelphia, 1981.
- [Fahrer, 1981b] M. Fahrer. *The Hand*, capítol 26: The Hypothenar Eminence, pàgines 259–263. Tubiana, R. W.B. Saunders Company, Philadelphia, 1981.
- [Fick, 1910] R. Fick. *Handbuch der Anatomie des Menschen*, volum 2. Verlag von Gustav Fischer, Jena, 1910.
- [Fischer, 1969] G.W. Fischer. *A Treatise on the Topographical Anatomy of the Long Finger and Biomechanical Investigation of its Interjoint Movement*. University Microfilms, Inc., Ann Arbor, Michigan, 1969.
- [Flatt i Fischer, 1968] A.E. Flatt i G.W. Fischer. Restraints of the metacarpophalangeal joint. *Sur. Forum*, 19:459–460, 1968.
- [García de Jalón i Bayo, 1994] J. García de Jalón i E. Bayo. *Kinematic and Dynamic Simulation of Multibody Systems: The Real Time Challenge*. Mechanical Engineering Series. Springer-Verlag, New York, 1994.
- [Giurintano i Hollister, 1991] D.J. Giurintano i A.M. Hollister. Force analysis of the thumb for a five-link system. *ASME Biomechanics Symposium*, 120:213–217, 1991.

- [Giurintano i Hollister, 1994] D.J. Giurintano i A. M. Hollister. Force analysis of the thumb. In F. Schuind *et al*, editor, *Advances in the Biomechanics of the Hand and Wrist*, pàgines 225–235, New York, 1994. Plenum Press.
- [Giurintano *et al*, 1995] D.J. Giurintano, A.M. Hollister, W.L. Buford, D.E. Thompson, i L.M. Myers. A virtual five-link model of the thumb. *Med. Eng. Phys.*, 17(4):297–303, 1995.
- [Gonzalez *et al*, 1996] M.H. Gonzalez, N. Weinzweig, T. Kay, i S. Grindel. Anatomy of the extensor tendons to the index finger. *J. Hand Surgery*, 21A(6):986–991, 1996.
- [Grosse-Lordeman i Muller, 1937] H. Grosse-Lordemann i E.A. Muller. Der einfluss der leistung und der arbeitsgeschwindigkeit auf das arbeitsmaximum und den wirkungsgrad beim radfahren. *Arbeitsphysiologie*, 9:454–475, 1937.
- [Hajian i Howe, pp] A.Z. Hajian i R.D. Howe. Biomechanics of manipulation: Grasping the task at hand. Springer-Verlag, Pendent de publicació.
- [Harding *et al*, 1993] D.C. Harding, K.D. Brandt, i B.M. Hillberry. Finger joint force minimization in pianists using optimization techniques. *J. Biomechanics*, 26(12):1403–1412, 1993.
- [Harris i Rutledge, 1972] C. Harris i G.L. Rutledge. The functional anatomy of the extensor mechanism of the finger. *J. Bone and Joint Surgery*, 52A(4):713–726, 1972.
- [Hatze, 1981] H. Hatze. *Myocibernetik Control Models of Skeletal Muscle*. University of South Africa, Pretoria, 1981 (per referència d’An *et al*, 1991).
- [Helander i Nagamachi, 1992] M. Helander i M. Nagamachi. *Design for manufacturability: A systems approach to concurrent engineering and ergonomics*. Taylor & Francis, 1992.
- [Hill, 1938] A.V. Hill. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proc. R. Soc. Lond.*, 126B:136–195, 1938 (per referència d’An *et al*, 1991, entre d’altres).
- [Hirsch *et al*, 1974] D. Hirsch, D. Page, D. Miller, J.H. Dumbleton, i E.H. Miller. A biomechanical analysis of the metacarpophalangeal joint of the thumb. *J. Biomechanics*, 7:343–348, 1974.
- [Hollister *et al*, 1992] A. Hollister, W. Buford, L.M. Myers, D. Giurintano, i A. Novick. The axes of rotation of the thumb carpometacarpal joint. *Journal of Orthopaedic Research*, 10(3):454–460, 1992.
- [Hollister *et al*, 1995] A. Hollister, D.J. Giurintano, W.L. Buford, L.M. Myers, i A. Novick. The axes of rotation of the thumb interphalangeal and metacarpophalangeal joints. *Clinical Orthopaedics*, (320):188–193, 1995.

- [Huchingson, 1981] R.D. Huchingson. *New Horizons for human factors in design*. McGraw Hill, New York, 1981.
- [Iberall, 1997] T. Iberall. Human prehension and dexterous robot hands. *The International Journal of Robotics Research*, 16(3):285–299, 1997.
- [Imaeda, 1992] R. Imaeda, K.N. An, i Cooney W.P. Functional anatomy and biomechanics of the thumb. *Hand Clinics*, 8(1):9–15, 1992.
- [Jacobson *et al*, 1992] M.D. Jacobson, R. Raab, B.M. Fazelo, R.A. Abrams, M.J. Botte, i R.L. Lieber. Architectural design of the human intrinsic hand muscles. *The Journal of Hand Surgery*, 17A(5):804–811, 1992.
- [Johanson *et al*, 1996] M.E. Johanson, S.R. Skinner, i L.W. Lamoreux. Phasic relationships of the intrinsic and extrinsic thumb musculature. *Clinical orthopaedics and related research*, (322):120–130, 1996.
- [Kapandji, 1981a] I.A. Kapandji. *The Hand*, volum I, capítol 41: Biomechanics of the Hand, pàgines 401–422. W.B. Saunders, Philadelphia, 1981.
- [Kapandji, 1981b] I.A. Kapandji. *The Hand*, volum I, Mechanics of the Interphalangeal Joint of the Thumb, pàgines 188–190. Tubiana, R. W.B. Saunders Company, Philadelphia, 1981.
- [Kapandji, 1996] I.A. Kapandji. *Fisiología Articular. Miembro Superior*. Editorial Médica Panamericana, Madrid, 5ena edició, 1996.
- [Kaplan i Hunter, 1987] E.B. Kaplan i J.M. Hunter. *Tendon Surgery in the Hand*, capítol 3: Functional Anatomy of the Flexor Tendon System: The Muscles and Tendon Systems of the Fingers, pàgines 9–19. Hunter, J.M., Scheinoder, L.H. i Mackin, E.J. The C.V. Mosby Company, St. Louis, 1987.
- [Kaufman *et al*, 1989] K.R. Kaufman, K.N. An, i E.Y.S. Chao. Incorporation of muscle architecture into the muscle length-tension relationship. *J. Biomechanics*, 22(8-9):943–948, 1989.
- [Kaufman *et al*, 1999] K.R. Kaufman, K.N. An, W.J. Litchy, W.P. Cooney, i E.Y.S. Chao. In-vivo function of the thumb muscles. *Clinical Biomechanics*, 14:141–151, 1999.
- [Kaufman *et al*, 1991] K.R. Kaufman, K.N. An, W.J. Litchy, i E.Y.S. Chao. Physiological prediction of muscle forces i. theoretical formulation. *J. Neuroscience*, 40(3):781–792, 1991.
- [Keyserling *et al*, 1993] W.M. Keyserling, D.S. Stetson, B.A. Silverstein, i M.L. Brouwer. A checklist for evaluating ergonomic risk factors associated with upper extremity cumulative trauma disorders. *Ergonomics*, 36(7):807–831, 1993.
- [Landsmeer, 1960] J.M.F. Landsmeer. Studies in the anatomy of articulation. *Acta Morph. Neer-Scand.*, 3:287–321, 1960.

- [Law *et al*, 1989] C.L. Law, L.J. Berglung, W.P. Cooney, i K.N. An. Biomechanical study of tendon excursion of thumb muscles related to interphalangeal and metacarpophalangeal joint motion. *Kaohsiung J. Med. Sci.*, 5:649–662, 1989.
- [Lee i Rim, 1990] J.W. Lee i K. Rim. Maximum finger force prediction using a planar simulation of the middle finger. *Proc. Instn. Mech. Engrs. Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 204:169–178, 1990.
- [Lee i Rim, 1991] J.W. Lee i K. Rim. Measurement of finger joint angles and maximum finger forces during xylander grip activity. *J. Biomedical Engineering*, 13:152–162, 1991.
- [Leijnse *et al*, 1992] J.N.A.L. Leijnse, J.E. Bonte, J.M.F. Landsmeer, J.J. Kalker, J.C. Van Der Meulen, i C.J. Sniijders. Biomechanics of the finger with anatomical restrictions. the significance for the exercising hand of the musician. *J. Biomechanics*, 25(11):1253–1264, 1992.
- [Leijnse *et al*, 1993] J.N.A.L. Leijnse, C.J. Sniijders, J.E. Bonte, J.M.F. Landsmeer, J.J. Kalker, J.C. Van Der Meuler, G.J. Sonneveld, i S.E.R. Hovius. The hand of the musician: The kinematics of the bidigital finger system with anatomical restrictions. *J. Biomechanics*, 26(10):1169–1179, 1993.
- [Leijnse i Kalker, 1995] J.N.A.L. Leijnse i J.J. Kalker. A two-dimensional kinematic model of the lumbrical in the human finger. *J. Biomechanics*, 28(3):237–249, 1995.
- [Leijnse, 1997a] J.N.A.L. Leijnse. The controllability of the unloaded human finger with superficial or deep flexor. *J. Biomechanics*, 30(11/12):1087–1093, 1997.
- [Leijnse, 1997b] J.N.A.L. Leijnse. Why the lumbrical muscle should not be bigger. a force model of the lumbrical in the unloaded human finger. *J. Biomechanics*, 30(11/12):1107–1114, 1997.
- [Lemay i Crago, 1996] M.A. Lemay i P.E. Crago. A dynamic model for simulating movements of the elbow, forearm, and wrist. *J. Biomechanics*, 29(10):1319–1330, 1996.
- [Lieber, 1993] R.L. Lieber. Skeletal muscle architecture: Implications for muscle function and surgical tendon transfer. *Journal of Hand Therapy*, 5:105–113, 1993.
- [Long *et al*, 1970] C. Long, P.W. Conrad, E.A. Hall, i S.L. Furler. Intrinsic-extrinsic muscle control of the hand in power grip and precision handling. *J. Bone and Joint Surgery*, 52A:853–867, 1970.
- [Long, 1968] C. Long. Intrinsic-extrinsic muscle control of the fingers. *J. Bone and Joint Surgery*, 52A:973–984, 1968.
- [MacConaill, 1967] M.A. MacConaill. The ergonomics aspects of articular mechanics. In F.G. Evans, editor, *Studies on the Anatomy and Function of Bones and Joints*, Berlin, 1967. Springer.

- [Mansour *et al*, 1994] J.M. Mansour, C. Rouvas, i J. Sarangapani. Quantitative functional anatomy of finger muscles: Application to controlled grasp. In F. Schuind *et al*, editor, *Advances in the Biomechanics of the Hand and Wrist*, pàgines 177–188, New York, 1994. Plenum Press.
- [Marras i Schoenmarklin, 1993] W.S. Marras i R.W. Schoenmarklin. Wrist motions in industry. *Ergonomics*, 36(4):341–351, 1993.
- [McCormick i Sanders, 1993] E.J. McCormick i Sanders. *Human factors in engineering and design*. McGraw Hill, 1993.
- [Mildford, 1981] L.W. Milford. *The Hand*, volum I, capítol 22: The Retaining Ligaments of the Digits of the Hand, pàgines 232–235. Tubiana, R. W.B. Saunders Company, Philadelphia, 1981.
- [Mital i Kilbom, 1992a] A. Mital i A. Kilbom. Design, selection and use of hand tools to alleviate trauma of the upper extremities: Part i - guidelines for the practitioner. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 10:1–5, 1992.
- [Mital i Kilbom, 1992b] A. Mital i A. Kilbom. Design, selection and use of hand tools to alleviate trauma of the upper extremities: Part ii - the scientific basis (knowledge base) for the guide. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 10:7–21, 1992.
- [Moore *et al*, 1991] A. Moore, R. Wells, i D. Ranney. Quantifying exposure in occupational manual tasks with cumulative trauma disorder potential. *Ergonomics*, 34(12):1433–1453, 1991.
- [Napier, 1980] J.R. Napier. *Hands*. Princeton University Press, New Jersey, 1980.
- [Pagowski i Piekarski, 1977] S. Pagowski i K. Piekarski. Biomechanics of metacarpophalangeal joint. *J. Biomechanics*, 10:205–209, 1977.
- [Pedotti *et al*, 1978] A. Pedotti, V.V. Krishnan, i L. Stark. Optimization of muscle-force sequencing in human locomotion. *Math. Biosci.*, 38:57–76, 1978.
- [Penrod *et al*, 1974] D.D. Penrod, D.T. Davy, i D.P. Singh. An optimization approach to tendon force analysis. *J. Biomechanics*, 7:123–129, 1974.
- [Pérez i Vergara, 1997] A. Pérez i M. Vergara. Desarrollo de una metodología para el análisis del diseño ergonómico de herramientas manuales, y posterior realización de un modelo biomecánico que simule el manejo de las herramientas. Technical report, Proyecto de investigación P1B95-23. Fundació Caixa Castelló-Universitat Jaume I., 1997.
- [Photodeler, 1997] Eos System Inc. *Photodeler Pro. Version 3.0. User Manual*, 1997.
- [Purves i Berme, 1980] W.K. Purves i N. Berme. Resultant finger joint loads in selected activities. *J. Biomedical Engineering*, 4:285–289, 1980.

- [Radwin i Haney, 1996] R.G. Radwin i J.T. Haney. *An ergonomics guide to hand tools*. American Industrial Hygiene Association, 1996.
- [Ranney *et al*, 1987] D.A. Ranney, R.P. Wells, i J. Dowling. Lumbrical function: Interaction of lumbrical contraction with the elasticity of the extrinsic finger muscles and its effect on metacarpophalangeal equilibrium. *J. Hand Surgery*, 12A(4):566–575, 1987.
- [Schenck, 1964] R.R. Schenck. Variations of the extensor tendons of the fingers. *J. Bone and Joint Surgery*, 46A(1):103–110, 1964.
- [Schlesinger, 1919] G. Schlesinger. Der mechanische aufbau der kunstlinchen glieder. In *Ersatzglieder Und Arbeitshilfen Fur Kriegsbeschadigte Und Unfallverletzte*, pàgines 321–699, Berlin, 1919. Springer.
- [Schoenmarklin *et al*, 1994] R.W. Schoenmarklin, W.S. Marras, i S.E. Leurgans. Industrial wrist motions and incidence of hand/wrist cumulative trauma disorders. *Ergonomics*, 37(9):1449–1459, 1994.
- [Shrewsbury i Johnson, 1977] M.M. Shrewsbury i R.K. Johnson. A systematic study of the oblique retinacular ligament of the human finger: Its structure and function. *J. Hand Surgery*, 2(3):194–199, 1977.
- [Smith *et al*, 1964] E.M. Smith, R.C. Juvinall, L.F. Bender, i J.R. Pearson. Role of the finger flexors in rheumatoid deformities of the metacarpophalangeal joints. *Arth. Rheum.*, 7:467–480, 1964.
- [Smith, 1975] R.J. Smith. *Intrinsic Muscles of the Fingers: Function, Dysfunction, and Surgical Reconstruction*, volum 24, capítol 12, pàgines 200–220. A.A.O.S.: Instructional Course Lectures, 1975.
- [Smutz *et al*, 1998] W.P. Smutz, A. Kongsayreepong, R.E. Hughes, G. Niebur, P. Cooney, W, i K.N. An. Mechanical advantage of the thumb muscles. *J. Biomechanics*, 31:565–570, 1998.
- [Spoor i Landsmeer, 1976] C.W. Spoor i J.M.F. Landsmeer. Analysis of the zigzag movement of the human finger under influence of the extensor digitorum tendon and the deep flexor tendon. *J. Biomechanics*, 9:561–566, 1976.
- [Spoor, 1983] C.W. Spoor. Balancing a force on the fingertip of a two-dimensional finger model without intrinsic muscles. *J. Biomechanics*, 16:497–504, 1983.
- [Spoor, 1992] C.W. Spoor. *Mechanical models of selected parts of the human musculoskeletal system*. PhD thesis, Faculteit der Godgeleerdheid, Rijksuniversiteit te Leiden, juny 1992.
- [Stack, 1962] H.G. Stack. Muscle function in the fingers. *J. Bone and Joint Surgery*, 44B(4):899–909, 1962.

- [Storace i Wolf, 1979] A. Storace i B. Wolf. Functional role of the finger tendons. *J. Biomechanics*, 12:575–578, 1979.
- [Storace i Wolf, 1982] A. Storace i B. Wolf. Kinematic analysis of the role of the finger tendons. *J. Biomechanics*, 15(5):391–393, 1982.
- [Tanaka i McGlothlin, 1993] S. Tanaka i J.D. McGlothlin. A conceptual quantitative model for prevention of work-related carpal tunnel syndrome (cts). *International Journal of Industrial Ergonomics*, (11):181–193, 1993.
- [Tayyari i Emanuel, 1993] F. Tayyari i J.T. Emanuel. Carpal tunnel syndrome: An ergonomics approach to its prevention. *International Journal of Industrial Ergonomics*, (11):173–179, 1993.
- [The Math Works, 1997] The Math Works Inc. *Matlab. Optimization Toolbox. User's Guide*. The Math Works Inc., 1997.
- [The Math Works, 1997] The Math Works Inc. *Using Matlab*. The Math Works Inc., 1997.
- [Thomas *et al*, 1968] D.H. Thomas, C. Long, i J.M.F. Landsmeer. Biomechanical consideration of lumbricalis behaviour in the human finger. *J. Biomechanics*, 1:107–115, 1968.
- [Thompson i Giurintano, 1989] D.E. Thompson i D.J. Giurintano. A kinematic model of the flexor tendons of the hand. *J. Biomechanics*, 22(4):327–334, 1989.
- [Thompson i Wehbé, 1995] S.T. Thompson i M.A. Wehbé. Extensor physiology in the hand and wrist. *Hand Clinics*, 11(3):367–371, 1995.
- [Toft i Berme, 1980] R. Toft i N. Berme. A biomechanical analysis of the joints of the thumb. *J. Biomechanics*, 13:353–360, 1980.
- [Tubiana i Valentin, 1964] R. Tubiana i P. Valentin. The anatomy of the extensor apparatus of the fingers. *Sur. Clin. North America*, 44(4):897–906, 1964.
- [Tubiana, 1981] R. Tubiana. *The Hand*, volum I, capítol 4: Architecture and Functions of the Hand., pàgines 897–906. Tubiana, R. W.B. Saunders Company, Philadelphia, 1981.
- [Valentin, 1981] P. Valentin. *The Hand*, volum I, capítol 23: Extrinsic Muscles of the Hand and Wrist: An Introduction, pàgines 237–243. Tubiana, R. W.B. Saunders Company, Philadelphia, 1981.
- [Valero-Cuevas *et al*, 1998] F.J. Valero-Cuevas, F.E. Zajac, i C.G. Burgar. Large index-fingertip forces are produced by subject-independent patterns of muscle excitation. *J. Biomechanics*, 31:693–703, 1998.
- [van den Bogert *et al*, 1998] A.J. Van Den Bogert, K.G.M. Gerritsen, i G.K. Cole. Human muscle modelling from a user's perspective. *J. Electromyography and Kinesiology*, 8:119–124, 1998.

- [Van Sint Jan, 1996] S. Van Sint Jan, M. Rooze, J. Van Audekerke, i L. Vico. The insertion of the extensor digitorum tendon on the proximal phalanx. *J. Hand Surgery*, 21A(1):69–76, 1996.
- [Vergara i Pérez, 1996] M. Vergara i A. Pérez. Modelo gráfico y biomecánico de la mano para aplicación al diseño de productos. *VIII Congreso Internacional de Ingeniería Gráfica*, 1996.
- [Vergara *et al*, 1999] M. Vergara Monedero, X. Sancho Bru, i A. Pérez González. Measuring the hand posture from digital photogrametric images. application to the study of the tip-pinch precision grip. In *11th International Conference on Design Tools and Methods for Industrial Engineering*, Palermo, 1999.
- [von Schroeder i Botte, 1995] H.P. Von Schroeder i M.J. Botte. Anatomy of the extensor tendons of the fingers: Variations and multiplicity. *J. Hand Surgery*, 20A(1):27–34, 1995.
- [Weber i Weber, 1836] W. Weber i E. Weber. *Mechanic der Menschlichen Gewerzeuge*. Gottingen, 1836.
- [Wehbé, 1995] M.A. Wehbé. Anatomy of the extensor mechanism of the hand and wrist. *Hand Clinics*, 11(3):361–366, 1995.
- [Weightman i Amis, 1982] B. Weightman i A.A. Amis. Finger joint force predictions related to design of joint replacements. *J. Biomedical Engineering*, 4:197–205, 1982.
- [Woo *et al*, 1976] S.L.Y. Woo, W.H. Akeson, i G.F. Jemmott. Measurements of nonhomogeneous directional mechanical properties of articular cartilage in tension. *J. Biomechanics*, 9(12):785–791, 1976.
- [Woodson, 1981] W. Woodson. *Human factors design handbook*. McGraw Hill, 1981.
- [Youm *et al*, 1978] Y. Youm, T.T. Gillespie, A.E. Flatt, i B.L. Sprague. Kinematic investigation of normal mcp joint. *J. Biomechanics*, 11:109–118, 1978.
- [Zancolli i Cozzi, 1993] E. Zancolli i E.P. Cozzi. *Atlas de Anatomía Quirúrgica de la Mano*. Editorial Médica Panamericana, S.A., Buenos Aires, 1993.