

## RESUM

En aquest projecte es presenta el disseny mecànic d'una ortesi activa tipus SCKAFO (*Stance Control Knee Ankle Foot Orthosis*) pensada per assistir la marxa de lesionats medul·lars incomplets, amb una classificació C o D segons ASIA (*American Spinal Injury Association*). Per comprendre el mecanisme seguit per les persones al caminar, s'inclou una breu explicació sobre la biomecànica de la marxa humana. També es descriuen quines són les mancances dels lesionats medul·lars que es poden beneficiar de la tecnologia dissenyada. A més, es realitza una recerca bibliogràfica sobre l'estat de l'art de les ortesis i de l'anàlisi de la marxa, aspecte fonamental per al disseny de dispositius exosquelètics.

Per a la realització del disseny cal conèixer les especificacions mecàniques, que són els esforços articulars que realitza una persona sana quan camina. Per a tal fi, es fa una anàlisi dinàmica de la marxa humana. Coneixent la cinemàtica i les forces de contacte amb el terra d'un subjecte sa caminant, es resol un problema de dinàmica inversa. S'utilitzen les equacions de Lagrange amb multiplicadors per trobar els esforços desitjats. Les dades de moviment i de força necessàries per a l'anàlisi s'obtenen a partir d'una captura realitzada al laboratori de biomecànica de l'ETSEIB. Al llarg del projecte es fa una explicació de la metodologia seguida per fer la captura i es presenten i discuteixen els resultats obtinguts, tant a nivell cinemàtic com a nivell dinàmic.

Un cop es coneixen les especificacions, es realitza el disseny mecànic del dispositiu sota la hipòtesi que els esforços necessaris per a la marxa assistida d'un lesionat són aproximadament els mateixos que els necessaris per a la marxa d'un subjecte sa (Kao et al., 2010). L'ortesi es dissenya seguint les recomanacions d'un metge i un tècnic ortopeda. El resultat és una ortesi que actua de forma passiva, amb una molla, sobre el turmell i de forma activa sobre el genoll. L'actuació sobre el genoll es realitza amb un motor elèctric i un reductor -col·locats en paral·lel a la cuixa per tal d'estalviar espai- durant la fase de balanceig i amb un sistema de bloqueig comercial durant la fase de recolzament. El funcionament es troba automatitzat gràcies a un sistema de control.

Finalment, es fa una anàlisi de viabilitat del projecte per al cas que es vengués l'ortesi durant 7 anys a l'estat espanyol i que la seva producció fos seriada. Aquesta anàlisi dona per suposada la viabilitat tècnica de la solució per la que s'ha optat i estudia la viabilitat a nivell social, econòmic i ambiental. A nivell social, es fa una hipòtesi dels clients que es tindran a partir de dades estadístiques de lesionats medul·lars. A nivell ambiental, es justifica un ús racional dels recursos i s'explica breument quin seria el procés a seguir per tractar els residus. A nivell econòmic, es realitza un estudi de la viabilitat de comercialització del producte i es dona una estimació del preu de venda.



# TAULA DE CONTINGUTS

## Memòria

RESUM.....	1
TAULA DE CONTINGUTS .....	3
GLOSSARI.....	7
PREFACI .....	9
INTRODUCCIÓ.....	11
<b>1. BIOMECÀNICA DE LA MARXA HUMANA.....</b>	<b>13</b>
1.1. TERMES ANATÒMICS.....	13
1.2. EL CICLE DE LA MARXA .....	15
1.3. LESIONS MEDUL·LARS .....	17
<b>2. ESTAT DE L'ART .....</b>	<b>19</b>
2.1. ANÀLISI DE LA MARXA HUMANA .....	19
2.1.1. Cinemàtica .....	20
2.1.2. Forces externes aplicades .....	22
2.1.3. Activació muscular.....	24
2.2. EXOSQUELETS I ORTESIS ACTIVES .....	25
2.2.1. Exosquelets .....	25
2.2.2. Ortesis actives.....	26
<b>3. OBTENCIÓ DE DADES I ANÀLISI CINEMÀTICA .....</b>	<b>31</b>
3.1. MODEL BIOMECÀNIC .....	31
3.2. OBTENCIÓ DE DADES.....	33
3.2.1. Sistema òptic.....	33
3.2.2. Plaques de força.....	35
3.3. ANÀLISI DE DADES .....	36
3.3.1. Tractament de dades.....	37
3.3.2. Càlcul cinemàtic.....	38
3.4. RESULTATS CINEMÀTICS.....	41
3.4.1. Angles absoluts dels segments .....	41
3.4.2. Angles relatius de les articulacions.....	42
3.4.3. Centres d'inèrcia dels segments.....	44

<b>4. ANÀLISI DINÀMICA .....</b>	<b>45</b>
4.1. FORCES DE CONTACTE PEU-TERRA .....	45
4.2. DETERMINACIÓ DE LES EQUACIONS DEL MOVIMENT .....	46
4.2.1. <i>Coordenades generalitzades. Condicions d'enllaç</i> .....	47
4.2.2. <i>Forces generalitzades associades a les forces d'inèrcia de D'Alembert</i> .....	49
4.2.3. <i>Forces generalitzades associades a les forces conservatives</i> .....	50
4.2.4. <i>Forces generalitzades associades a les forces no conservatives</i> .....	51
4.2.5. <i>Equacions del moviment</i> .....	53
4.3. RESULTATS DINÀMICS .....	53
<b>5. DISSENY MECÀNIC .....</b>	<b>55</b>
5.1. PRIMER PROTOTIP .....	55
5.2. SEGON PROTOTIP .....	58
5.2.1. <i>Prestacions</i> .....	58
5.2.2. <i>Orientació alternativa del motor DC</i> .....	60
5.2.3. <i>Sistema d'actuació</i> .....	62
5.2.4. <i>Solució constructiva</i> .....	63
<b>6. ANÀLISI DE VIABILITAT .....</b>	<b>67</b>
6.1. AVALUACIÓ DE L'IMPACTE SOCIAL .....	67
6.2. AVALUACIÓ ECONÒMICA .....	69
6.2.1. <i>Costos de disseny</i> .....	69
6.2.2. <i>Costos de construcció del prototip</i> .....	71
6.2.3. <i>Viabilitat econòmica</i> .....	72
6.3. AVALUACIÓ DE L'IMPACTE AMBIENTAL .....	75
<b>CONCLUSIONS I TREBALL FUTUR .....</b>	<b>77</b>
<b>BIBLIOGRAFIA .....</b>	<b>79</b>
BIBLIOGRAFIA COMPLEMENTÀRIA .....	83

## Annexos

<b>A. MODEL ASIA PER CLASSIFICAR LES LESIONS MEDUL·LARS .....</b>	<b>3</b>
A.1. STEPS IN CLASSIFICATION .....	3
A.2. KEY SENSORY POINTS .....	4
<b>B. DINÀMICA INVERSA .....</b>	<b>5</b>
B.1. CONJUNT D'EQUACIONS CINEMÀTIQUES .....	5
B.1.1. Angles absoluts dels segments .....	5
B.1.2. Coordenades consistents .....	5
B.1.3. Centres d'inèrcia dels segments .....	6
B.2. ALGORITME MATLAB® .....	8
B.3. REFERÈNCIA DINÀMICA .....	12
B.3.1. Winter .....	12
B.3.2. Vaughan .....	12
<b>C. CÀLCUL RESISTENT .....</b>	<b>15</b>
C.1. CÀLCUL DELS ENGRANATGES CÒNICS .....	15
C.1.1. Comprovació a fatiga en el peu de dent .....	17
C.1.2. Comprovació a fatiga superficial .....	17
C.2. ANÀLISI AMB EL MEF .....	19
C.2.1. Suport motor .....	19
C.2.2. Eix de l'articulació .....	23
C.3. CÀLCUL D'UNIONS .....	27
C.3.1. Xaveta de l'eix motor .....	27
C.3.2. Coixinet de fricció .....	27
C.3.3. Cargol de pressió .....	28
C.3.4. Cargols d'unió entre l'engranatge i l'eix de l'articulació .....	29
C.3.5. Unió entre les peces de l'articulació .....	32
C.4. PROPIETATS DELS MATERIALS EMPRATS .....	34
<b>D. MANUAL D'UTILITZACIÓ .....</b>	<b>37</b>
D.1. INSTRUCCIONS DE MUNTATGE DEL MÒDUL DEL GENOLL .....	37
D.2. MANTENIMENT .....	38
<b>E. FULLS D'ESPECIFICACIONS .....</b>	<b>39</b>
E.1. FULL D'ESPECIFICACIONS DEL MOTOR .....	39
E.2. FULL D'ESPECIFICACIONS DEL REDUCTOR .....	40
E.3. FULL D'ESPECIFICACIONS DE L'ENCODER .....	42
E.4. FULL D'ESPECIFICACIONS DEL SISTEMA DE BLOQUEIG .....	51
<b>F. PLÀNOLS .....</b>	<b>59</b>



# GLOSSARI

## Sigles

AFO	<i>Ankle Foot Orthosis</i>
ASIA	<i>American Spinal Injury Association</i>
BLEEX	<i>Berkeley Lower Extremity Exoskeleton</i>
COP	<i>Center of Pressure</i>
DARPA	<i>Defense Advanced Research Projects Agency</i>
DC	<i>Direct Current</i>
EHPA	<i>Exoskeletons for Human Performance Augmentation</i>
EIA	Estudi de l'impacte ambiental
EMG	Electromiografia
ETSEIB	Escola Tècnica Superior d'Enginyeria Industrial de Barcelona
GL	Grau de Llibertat
HAL	<i>Hybrid Assistive Limb</i>
HAT	<i>Heat, Arms, Trunk</i>
HKAFO	<i>Hip Knee Ankle Foot Orthosis</i>
INE	<i>Instituto Nacional de Estadística</i>
KAFO	<i>Knee Ankle Foot Orthosis</i>
LED	<i>Light Emitting Diode</i>
MEF	Mètode dels Elements Finitis
PFC	Projecte de Final de Carrera
RSEA	<i>Rotary Series Elastic Actuator</i>
SCKAFO	<i>Stance Control Knee Ankle Foot Orthosis</i>
SEA	<i>Series Elastic Actuator</i>
SR	Sòlid Rígid
TIR	Tassa Interna de Retorn
VAN	Valor Actualitzat Net

## Termes

$\mathcal{F}_i^*$	força d'inèrcia de D'Alembert per a la coordenada generalitzada $q_i$
$\lambda_i$	multiplicador de Lagrange
$\theta_i$	angle absolut que orienta el segment i
$\theta_j$	angle relatiu girat per l'articulació J

A	punt que representa el turmell ( <i>Ankle</i> )
[C]	matriu de coeficients de les equacions d'enllaç cinemàtic
f	segment que representa el peu ( <i>foot</i> )
F	punt que representa el metatars del dit petit del peu ( <i>Foot</i> )
$F_{xJ}$	força horitzontal sobre el punt J
$F_{yJ}$	força vertical sobre el punt J
$F_i^*$	força generalitzada associada al moviment virtual $q_i^*$
$F_{cons_i}^*$	força generalitzada associada a les forces conservatives per a la coordenada generalitzada $q_i$
$F_{no.cons_i}^*$	força generalitzada associada a les forces no conservatives per a la coordenada generalitzada $q_i$
H	punt que representa el maluc ( <i>Hip</i> )
$I_{Gi}$	moment d'inèrcia del segment i respecte el seu centre d'inèrcia
K	punt que representa el genoll ( <i>Knee</i> )
$k_{0i}$	radi de gir del segment i
$l_i$	longitud del segment i
$m_i$	massa del segment i
[M]	matriu d'inèrcia
$M_{zJ}$	moment perpendicular al pla sagital aplicat al punt J
P	punt que representa el COP
$q_i$	Coordenada generalitzada i
$r_i$	distància del centre de l'inèrcia del segment i a l'articulació distal
s	segment que representa la cama ( <i>shank</i> )
T	energia cinètica
t	segment que representa la cuixa ( <i>thigh</i> )
$\{u\}$	Vector de forces generalitzades associades a les forces conservatives canviat de signe
U	energia potencial
$\dot{W}_{q_i}^*$	treball virtual associat al moviment virtual $\dot{q}_i^*$
$x_J^m$	posició horitzontal del marcador relatiu a l'articulació J
$x_J$	posició horitzontal consistent de l'articulació J
$x_i$	posició horitzontal del centre d'inèrcia del segment i
$y_J^m$	posició vertical del marcador relatiu a l'articulació J
$y_J$	posició vertical consistent de l'articulació J
$y_i$	posició vertical del centre d'inèrcia del segment i



## PREFACI

Aquest Projecte de Final de Carrera que té per títol *“Disseny mecànic d'una ortesi activa per a lesionats medul·lars a partir de l'anàlisi dinàmica de la marxa humana”* s'ha realitzat a partir del treball dut a terme com a becari al Departament d'Enginyeria Mecànica de l'Escola Tècnica Superior d'Enginyeria Industrial de Barcelona (ETSEIB). Durant el període que ha durat aquesta beca, les tasques han estat d'ajuda en el Projecte del Pla Nacional d'R+D *“Aplicació de tècniques de dinàmica multisòlid al disseny d'ortesis actives per assistir la marxa”* (Ref. DPI2009-13428-C03-03).

El projecte mencionat va ser aprovat pel Ministeri de Ciència i Innovació per al període 2010-2012. Es desenvolupa de forma coordinada entre el Departament d'Enginyeria Mecànica de la UPC, el Laboratori d'Enginyeria Mecànica de la Universitat de La Corunya i el Departament d'Enginyeria Mecànica, Energètica i dels Materials de la Universitat d'Extremadura. L'investigador principal del projecte coordinat és el Dr. Javier Cuadrado de la Universitat de La Corunya.

Les diferents tasques es reparteixen entre les universitats. La Universitat de La Corunya s'encarrega de la simulació dinàmica multisòlid. La UPC s'encarrega de la part de biomecànica i el disseny mecànic. La Universitat d'Extremadura s'encarrega de dissenyar el sistema de control.

El treball que es presenta és la continuació d'un projecte en el que es va construir un primer prototip d'ortesi activa tipus SCKAFO. Es va presentar com a Projecte Final d'Estudis del Màster en Enginyeria Biomèdica per part de l'alumne Guillermo Arroyo sota el nom *“Modelo de ortesis activa SCKAFO para asistir la marxa de lesionados medulares”* i va ser el guanyador del premi Universia al millor projecte en la convocatòria del 2011.



## INTRODUCCIÓ

Caminar és un moviment essencial en el dia a dia dels éssers humans. Malauradament, hi ha moltes persones que per accidents, malalties degeneratives o altres tipus de lesions no poden caminar o ho fan amb dificultats, seguint un patró de marxa que comporta un cost metabòlic molt elevat. Gràcies a la biomecànica es poden conèixer quines són les mancances dels pacients i així suplir-les amb l'acció de certs mecanismes.

El punt de partida per al disseny d'aquest tipus de dispositius exosquelètics és l'anàlisi dinàmica de la marxa humana. En aquest tipus d'anàlisi s'usen models físics i eines matemàtiques per saber quins són els esforços que fa una persona quan realitza un moviment conegut que es mesura al laboratori. Les anàlisis es realitzen sobre persones sanes, per establir quins són els patrons de marxa normals i les forces implicades; o sobre persones amb certes discapacitats, per saber com varia el patró de marxa i les forces exercides per aquests últims. Com que hi ha molts tipus de lesions diferents i és difícil fer una anàlisi de totes, el punt de partida sol ser l'anàlisi sobre subjectes sans per intentar aconseguir que els lesionats, amb l'ajuda de la tecnologia, segueixin patrons de marxa el més semblants possibles al de la marxa normal.

L'objecte d'aquest projecte és dissenyar i construir un dispositiu exosquelètic per assistir la marxa de lesionats medul·lars incomplets. Es tracta d'una ortesi activa tipus SCKAFO (*Stance Control Knee Ankle Foot Orthosis*) que controla el moviment del genoll i el turmell. L'ortesi combina una part mecànica amb una part de control, que s'encarrega de regular l'assistència que rep la persona que la duu. L'abast d'aquest projecte és el disseny i construcció a nivell mecànic, sense entrar en detall en la part de control.

A més del disseny i construcció de l'ortesi activa, altres objectius que es volen assolir amb la realització del projecte són:

- Estudiar els avantatges i inconvenients dels diferents dispositius existents per ajudar a lesionats medul·lars incomplets per fer un disseny robust i òptim.
- A partir d'una mesura feta al laboratori, resoldre un problema de dinàmica inversa per trobar els esforços que realitza una persona quan camina.
- Realitzar un estudi de la viabilitat del projecte, tant a nivell social com a nivell econòmic i ambiental.



# 1. BIOMECÀNICA DE LA MARXA HUMANA

La biomecànica és una ciència que examina les forces que actuen sobre els sistemes biològics i els efectes que produeixen [1]. Es tracta, doncs, d'una àrea multidisciplinària en la que s'utilitzen models i lleis per estudiar el moviment dels éssers vius i les seves causes. Una de les seves aplicacions més extensa és l'anàlisi de la marxa humana, un procés complex que implica l'acció conjunta de diversos sistemes del cos humà.

Entendre la biomecànica de la marxa humana és crucial en el disseny de dispositius exosquelètics. Per això, en aquest primer capítol, es presenten els conceptes biomecànics bàsics usats per a l'anàlisi de la marxa humana. En primer lloc, es fa una descripció dels termes anatòmics utilitzats en els estudis d'aquests tipus. Posteriorment, es descriu amb detall en què consisteix el cicle de la marxa humana, les fases que el caracteritzen i els diferents esdeveniments que tenen lloc, així com les diferents funcions que es duen a terme.

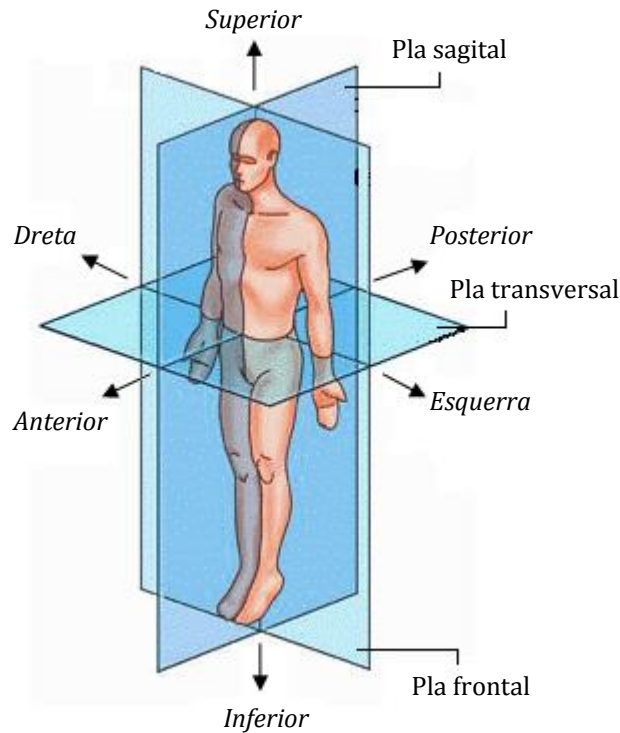
Per últim, en l'apartat *Lesions Medul·lars* es descriuen els usuaris potencials de l'ortesi que es dissenya. Es tracta de persones amb una lesió medul·lar classificada com a tipus C i D segons ASIA (*American Spinal Injury Association*). Per tal de fer-ho més comprensible, es fa una introducció prèvia amb les generalitats del sistema nerviós central.

## 1.1. Termes anatòmics

En l'estudi del cicle de la marxa humana s'utilitzen certs termes relacionats amb l'anatomia. Aquests termes són bàsicament els plans i direccions de referència, així com els moviments de rotació dels diferents segments. En aquest capítol es descriuen únicament els moviments que realitza la cama, ja que és la part amb una major implicació en la marxa i el principal objecte d'estudi a nivell biomecànic en aquest projecte.

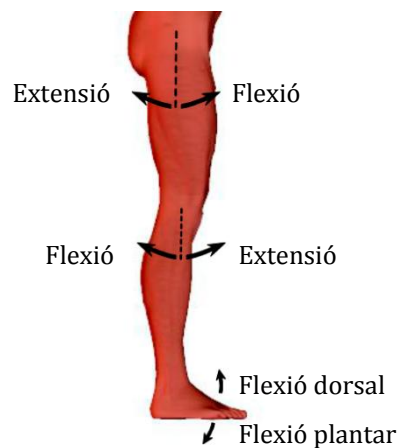
Els plans i direccions de referència que s'utilitzen es poden veure a la *Figura 1.1*. Aquests es descriuen a partir de l'anomenada posició anatòmica, en la que la persona es troba dreta, amb els peus junts i els braços pels costats amb les palmes de les mans mirant cap endavant.

El subjecte queda dividit en tres plans: sagital, frontal i transversal. El pla sagital divideix el cos humà en part dreta i part esquerra i és el pla on es produeix la major part del moviment durant el cicle de la marxa. El pla frontal –o pla coronal- divideix el cos en part anterior i part posterior mentre que el pla transversal –o pla horitzontal- divideix el cos en part superior i part inferior. En quant a les direccions mostrades a la figura –anterior, posterior, superior, inferior, dreta i esquerra- es descriuen en relació amb el centre del cos.



**Figura 1.1.** Plans i direccions de referència d'una persona en posició anatómica.

Els moviments de rotació dels diferents segments al voltant de les articulacions de la cama es classifiquen segons el pla en el que tenen lloc. Així doncs, la flexió i l'extensió dels diferents segments (dorsiflexió i flexió plantar per al cas del turmell) tenen lloc en el pla sagital. L'abducció i l'adducció tenen lloc en el pla frontal. En el pla transversal es donen els moviments de rotació interna i rotació externa, també anomenats rotació medial i rotació lateral, respectivament. A la *Figura 1.2* es poden veure esquematitzats els moviments dels segments al voltant de les articulacions que es donen en el pla sagital, ja que són els moviments més representatius del cicle de la marxa.



**Figura 1.2.** Moviments dels segments al voltant de les articulacions en el pla sagital.

Per últim, cal definir dos termes que s'usen al referir-se a certes parts del cos de forma més pràctica:

- **Proximal:** Que es troba més proper al tronc.
- **Distal:** Que es troba més allunyat del tronc.

Així, per exemple, per al segment de la cuixa, el maluc és l'articulació proximal mentre que el genoll és l'articulació distal.

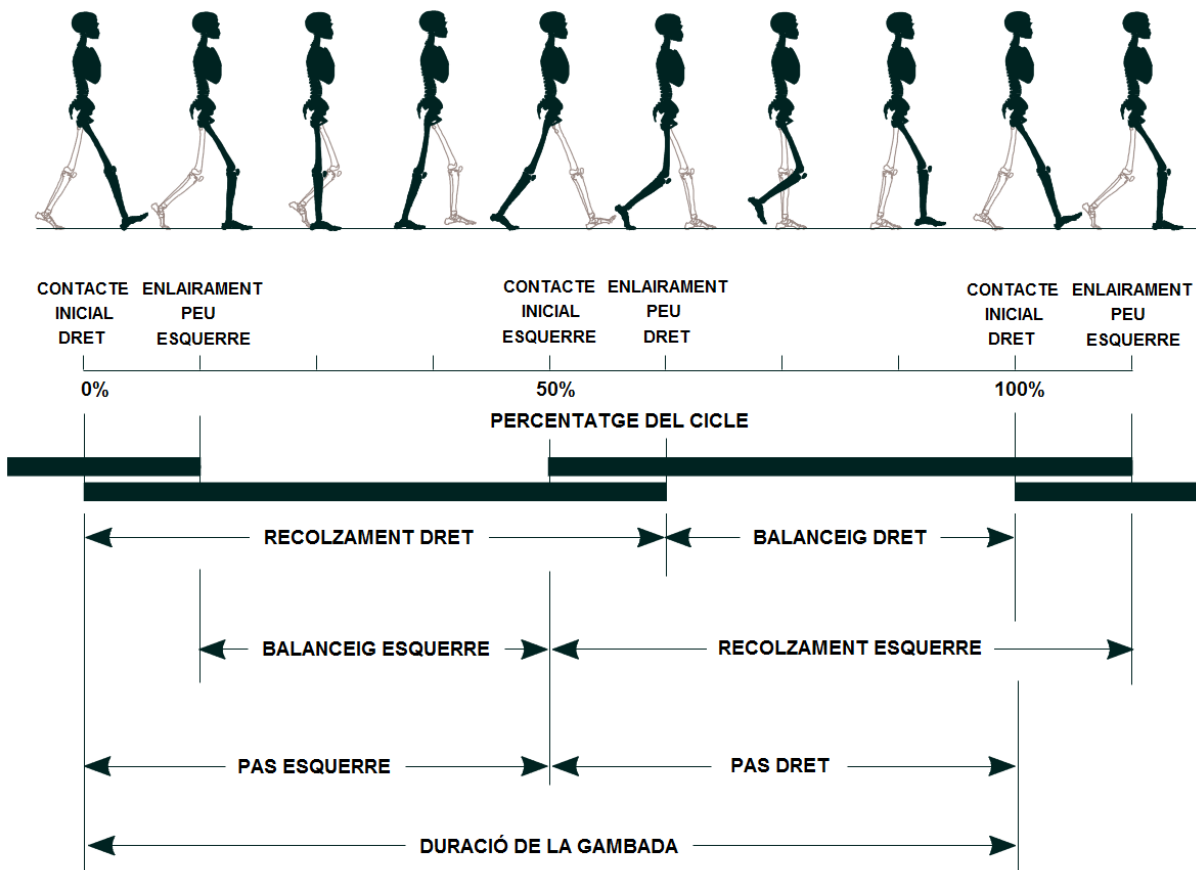
## 1.2. El cicle de la marxa

Es pot definir el caminar com *un mètode de locomoció que involucra l'ús de les dues cames, de forma alternativa, proporcionant tant el suport com la propulsió i en el que almenys un peu es troba en contacte amb el terra en tot moment* [2]. El terme marxa, per altra banda, serveix per a definir la forma en la que es camina.

El cicle de la marxa es defineix com *l'interval de temps entre dos esdeveniments repetitius qualssevol que tenen lloc mentre es camina* [2]. Normalment, es sol escollir com a esdeveniment de referència l'instant en el que un peu contacta amb el terra. Aquest instant es coneix com impacte del taló (*heel strike*) per a la marxa normal o contacte inicial de forma més general per a qualsevol tipus de marxa. Així doncs, si s'escull com a referència la cama dreta, un cicle es produeix des de l'instant en el que el peu dret toca al terra fins l'instant en el que el mateix peu torna a tocar al terra. El moviment de la cama esquerra és pràcticament idèntic però desfasat en el temps la meitat del cicle.

El moviment de cada cama al llarg del cicle es pot dividir en dues fases ben diferenciades: recolzament i balanceig. La fase de recolzament és aquella en la que el peu es troba en contacte amb el terra, mentre que la fase de balanceig és aquella en la que el peu es troba a l'aire. Aquestes fases, alhora, es subdivideixen en més etapes. A la *Figura 1.3* es pot veure un esquema de les diferents etapes que es donen al llarg del cicle de la marxa i un esquema de la corresponent posició de les cames en el pla sagital. Cal notar que per referir-se al cicle, de forma general, no s'usen termes de temps transcorregut sinó de percentatge de cicle transcorregut. Així, per exemple, la fase de recolzament dura aproximadament un 60% del cicle de la marxa mentre que la fase de balanceig en dura un 40%. En la transició entre el balanceig d'una cama i el de l'altra hi ha una fase en la que ambdós peus es troben en contacte amb el terra coneguda com a doble suport que dura aproximadament un 10% del cicle i té lloc dues vegades per cicle de la marxa.

A la figura adjunta també es poden veure representats altres termes d'interès com són la longitud del pas o la longitud de la gambada, definits com a distància entre dos contactes consecutius de peus diferents o dos contactes consecutius del mateix peu, respectivament. Hi ha altres mesures pel que fa a la posició dels peus com són l'amplada del pas o l'angle del pas que donen una idea de la posició dels peus en un pla transversal, però que no tenen gran importància en aquest treball.



**Figura 1.3.** Fases que es produeixen al llarg del cicle de la marxa.

En molts estudis sobre la marxa humana no es considera tot el cos [3]. Es fa una divisió entre el conjunt de les extremitats inferiors (unitat locomotora) i la resta del cos. La resta del cos, formada pel cap, el coll, el tronc i les extremitats superiors; s'uneix en el que s'anomena HAT (*Head, Arms, Trunk*). Tot i que durant la marxa no actua directament, el HAT transmet forces a les extremitats inferiors per tal de minimitzar el canvi postural.

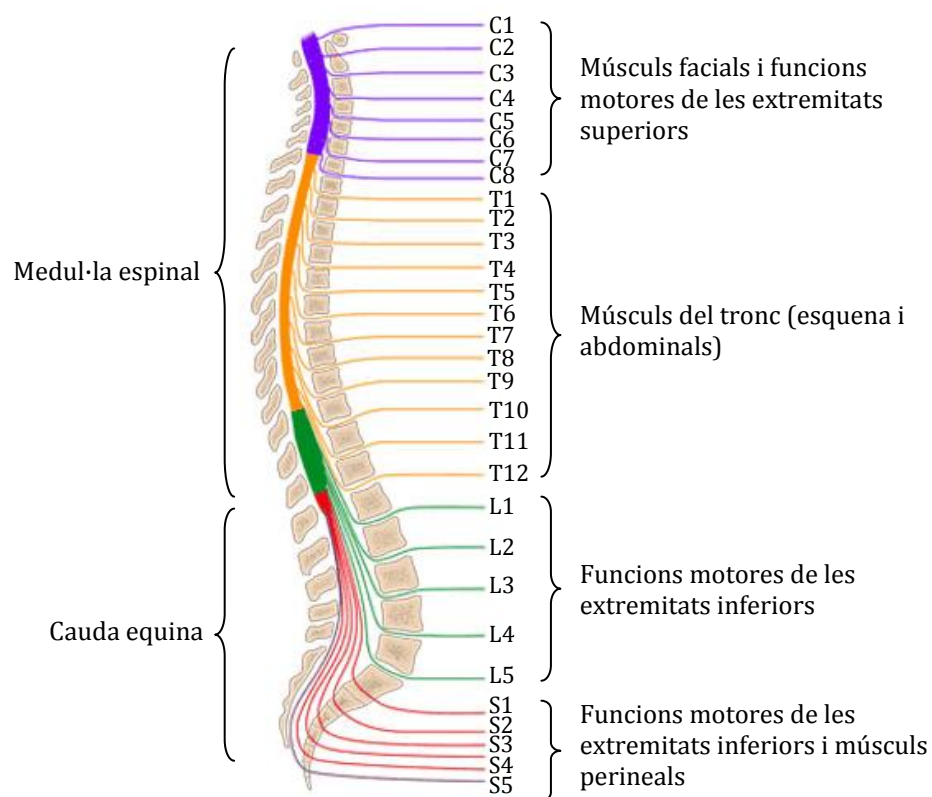
La unitat locomotora és la formada per les dues extremitats inferiors i la pelvis. Consta d'11 articulacions, 57 músculs i 4 segments ossis i la seva funció principal és aconseguir generar la força propulsora per avançar durant la marxa, però també té altres funcions. Aquestes són: aconseguir mantenir l'estabilitat tot i el canvi postural, minimitzar l'impacte amb el terra en el contacte inicial de cada peu i fer el moviment de forma que es minimitzi l'esforç muscular requerit. Es pot veure que la unitat locomotora és la que juga un paper més important al llarg del cicle de la marxa i, per tant, la que té un major interès en aquest projecte. Així, el HAT no es considera i es modelitza la seva actuació com a un conjunt de forces externes aplicades al maluc que és el punt d'unió amb la unitat locomotora.



### 1.3. Lesions medul·lars

La medul·la espinal és una extensió del cervell i juga un paper imprescindible al llarg del cicle de la marxa. El cervell, a través de la medul·la, rep les funcions sensorials i controla les funcions motores. Envia impulsos nerviosos per a que els músculs actuïn i d'aquesta manera s'aconsegueixi el moviment desitjat. La medul·la es troba en el conducte raquidi de la columna vertebral i està formada per diferents arrels nervioses. Aquestes arrels entren i surten a través dels forats intervertebrals i, en funció de l'alçada a la que es troben, actuen sobre una part del cos o una altra.

A la *Figura 1.4* es pot veure una representació de la medul·la espinal, les arrels nervioses i les vèrtebres, així com les funcions que controlen les arrels nervioses en funció de l'alçada a la que es troben. Es tenen un total de 30 parelles entrada-sortida d'arrels dividides en quatre grups [5]: cervical (8), toràcica (12), lumbar (5) i sacre (5). Per referir-se a les diferents arrels nervioses i les vèrtebres corresponents s'utilitza una lletra majúscula representativa del grup (C: cervical, T: toràcica, L: lumbar, S: sacre) seguida d'un número que indica l'ordre en sentit descendent. Per a tots els grups es tenen el mateix nombre de vèrtebres i d'arrels nervioses tret del grup cervical, on hi ha una arrel nerviosa més (només hi ha 7 vèrtebres). Cal dir, que la medul·la espinal no ocupa tota la columna, sinó que arriba aproximadament a la vèrtebra L1. A la resta de la columna es troben les arrels nervioses formant el que es coneix com *cauda equina*.



**Figura 1.4.** Esquema de la medul·la espinal, vèrtebres i arrels nervioses amb les funcions que controlen.

Quan la medul·la espinal es danya, ja sigui per algun tipus de traumatisme o per enfermetat, es té una lesió medul·lar. En funció de l'alçada on es produeixi aquest dany i si la medul·la es parteix o només es danya parcialment les conseqüències són unes o altres, podent arribar a la paràlisi en el cas més crític. Es pot deduir, doncs, que hi ha una gran quantitat de lesions medul·lars diferents i és important fer-ne una classificació.

Una primera classificació correspon a dir si es tracta d'una lesió medul·lar completa o incompleta. Una lesió medul·lar completa és aquella en la que l'afectat no té cap tipus de motricitat voluntària o sensibilitat per sota de la zona danyada, mentre que amb una lesió medul·lar incompleta el pacient té algun tipus de motricitat voluntària i/o sensibilitat per sota de la zona danyada. Aquesta definició, però, es bastant ambigua. Per aquest motiu, a principis de la dècada dels 90, la ASIA (*American Spinal Injury Association*) va formular una classificació en què es defineixen els nivells de lesió medul·lar de forma més concreta.

Segons la classificació ASIA, a cada lesió medul·lar se li assigna una lletra que va des de la A -lesió medul·lar completa- a la E -funció motora i sensorial normal-. Els nivells intermitjos B, C i D corresponen al que prèviament s'agrupava sota el terme de lesió medul·lar incompleta. Un lesionat tipus B té funcions sensorials però no motores per sota de la zona danyada. Els lesionats tipus C i D tenen funcions motores parcials per sota de la zona danyada amb diferent severitat (els lesionats tipus D tenen més funcionalitat).

Per a una informació amb més detall es pot veure l'*Annex A* on s'hi troben les definicions dels tipus de lesions segons ASIA, així com els passos que cal seguir per classificar un pacient, és a dir, com determinar les funcions motores i sensorials que té (*A.1. Steps in Classification*). Per determinar les funcions sensorials cal conèixer la situació dels punts sensorials claus, també mostrats a l'*Annex A* (*A.2. Key Sensory Points*). Els documents mostrats s'han obtingut directament de la web de l'ASIA [6].

L'ortesi que es presenta en aquest projecte és adequada per a lesionats tipus C o D, segons la classificació descrita, a l'alçada de les vertebres lumbars i/o sacres. Aquests pacients tenen un cert control sobre els músculs que controlen el moviment del maluc que els permet caminar, amb l'ajuda de croses o caminadors, seguint un patró de marxa diferent al normal que és poc eficient, es a dir, que comporta un consum metabòlic elevat. Amb la incorporació de l'ortesi els lesionats podran caminar d'una forma més eficient gràcies a l'actuació sobre el genoll i el turmell.

## 2. ESTAT DE L'ART

En aquest capítol es descriu l'estat de l'art tant de l'anàlisi de la marxa humana com dels exosquelets i les ortesis actives. En ambdós casos es fa una introducció de l'origen de la recerca en aquests camps per a acabar explicant els sistemes més significatius existents actualment.

Per fer una anàlisi completa de la marxa humana cal conèixer tres aspectes: la cinemàtica, les forces externes aplicades i l'activació muscular. En la primera part del capítol es descriuen els sistemes existents per capturar aquests tres fenòmens. Per fer una captura cinemàtica, cal destacar els sistemes òptics, els sensors inercials i els electrogoniòmetres. En quant a les forces externes aplicades, es presta especial interès a les plaques de força, aparells molt estesos en l'anàlisi clínica. Finalment, es descriu breument l'electromiografia (EMG) com a mètode per a detectar l'activació muscular.

En l'apartat d'exosquelets i ortesis actives, en primer lloc, es fa una descripció dels exosquelets a nivell general. En quant a les ortesis actives, degut a la gran varietat existent, s'entra en més detall a tractar els aparells que actuen sobre les extremitats inferiors i estan destinats a pacients amb algun tipus de lesió medul·lar. Cal dir que tots els dispositius es descriuen des del punt de vista mecànic, sense entrar a fons en la part de control. Aquest últim és força complex ja que cal que hi hagi una interacció entre el pacient i la màquina, i queda fora de l'abast del projecte, que es centra en el disseny mecànic.

### 2.1. Anàlisi de la marxa humana

El funcionament del cos humà és un aspecte que ha inquietat als científics i pensadors al llarg de la història. Els grecs van ser els pioners en estudis biomecànics i Leonardo da Vinci i Vesalius van assentar els fonaments de l'anatomia i la fisiologia moderna a partir de la dissecció de cadàvers. Tot i això, no va ser fins al segle XVII, gràcies a l'establiment de la mecànica Newtoniana, els conceptes geomètrics de Descartes i altres avenços matemàtics [7], quan es va disposar de les eines adients per fer estudis sobre la marxa humana i les forces implicades en aquest moviment. Borelli, amb el seu llibre *De Motu Animalium* (El Moviment dels Animals), es considera el pare de la biomecànica moderna.

En l'actualitat, l'anàlisi de la marxa humana s'usa en diferents camps com són la rehabilitació i l'anàlisi clínica, l'optimització del rendiment en esportistes d'elit, el disseny i millora de productes (p.e. calçat), etc. Un altre camp és el disseny de dispositius exosquelètics, on l'anàlisi de la marxa

humana s'usa per obtenir les especificacions mecàniques d'aquest tipus de màquines i mesurar els resultats a posteriori.

Sigui quina sigui la finalitat, per realitzar una anàlisi completa de la marxa humana cal conèixer tres aspectes: la cinemàtica, les forces externes aplicades i l'activació muscular [8]. Amb això, es pot obtenir el moviment que realitza el subjecte, la força que rep cada articulació i la força que realitza cada múscul sobre l'articulació. Aquest últim aspecte es coneix com *el problema del repartiment muscular* i queda fora de l'abast d'aquest projecte. Esmentar que el cos humà és un sistema sobreactuat que optimitza l'ús dels diferents grups musculars per cada moviment segons criteris fisiològics.

A continuació es descriu l'evolució dels sistemes de captura usats per a l'adquisició de dades, així com els principals sistemes usats actualment. Cal dir que en la mesura de l'activació muscular no s'hi aprofundeix molt ja que el problema del repartiment muscular no es tracta en aquest projecte.

### 2.1.1. Cinemàtica

Dins de l'anàlisi de la marxa humana, la cinemàtica s'usa de dues formes diferents: per comparar moviments i així detectar certs patrons patològics i per trobar les forces implicades en un cert moviment a partir de la resolució d'un problema de dinàmica inversa [9]. En qualsevol dels casos, el que es vol es trobar el moviment del sistema esquelètic del subjecte, ja sigui el moviment de diferents punts d'interès (p.e. articulacions) o les rotacions dels diferents segments. Tot aquest procés requereix d'un software i hardware complexos.

Les primeres captures del moviment d'éssers humans les van realitzar Braune i Fisher [10] a finals del segle XIX. Van implementar un mètode innovador que consistia en posar tubs de *Geissler*<sup>1</sup> en els segments de les extremitats inferiors i fer fotografies a intervals regulars del subjecte caminant a les fosques, de forma que només es veien els tubs. Posteriorment, a base de fer mesures de forma manual sobre les fotografies realitzades, extreien informació sobre el moviment del subjecte examinat. Hi ha treballs similars com és el de Murray et al. [11], que feia caminar al subjecte duent unes targetes reflectants sota una llum estroboscòpica i prenia fotografies a intervals de temps constants. Altres investigadors van usar mètodes semblants, basats en fotografiar o gravar, usant càmeres de cinema, el moviment de certes parts del cos per extreure dades d'interès a base d'examinar manualment les fotografies o pel·lícules. Aquest va ser el punt de partida dels sistemes de captura òptics usats actualment.

Els resultats que obtenien amb aquestes primeres tècniques eren força semblants als patrons que es consideren com a vàlids actualment, però el fet de tractar les dades manualment feia que el temps

---

<sup>1</sup> *Tub de Geissler*: tub capaç d'emetre llums de diferents colors a l'aplicar una descàrrega elèctrica en el seu interior, en condicions de baixa pressió i un ambient gasós.

per realitzar les mesures i càlculs fos molt llarg. El punt d'inflexió cap als sistemes de captura actuals va arribar amb la digitalització i el tractament automatitzat de dades, que permet obtenir informació a partir de les captures d'una forma molt més ràpida i menys laboriosa, tot i que igualment complexa.

Els sistemes per a la captura del moviment es poden dividir en sistemes invasius i sistemes no invasius. Els sistemes invasius més destacats són l'estereografia [12], pins fixats als ossos [13] i tècniques de fluoroscopia plana [14]. Aquestes tècniques permeten mesurar directament el moviment de l'esquelet però, al ser invasius, poden causar dolor al subjecte o exposar-lo a radiació. Per això el seu ús no està estès. Les tècniques més usades per capturar la cinemàtica de la marxa humana en l'actualitat són els sistemes no invasius, on destaquen: els sistemes òptics, els sensors inercials i els electrogoniòmetres [15] (*Figura 2.1*). La problemàtica d'aquestes tècniques, però, és que les seves mesures contenen un error degut al moviment relatiu entre la pell, on es troben els sensors, i els ossos, sòlids dels que realment es vol conèixer el moviment. Hi ha autors, com Cappozzo et al. [16] que treballen en algorismes per minimitzar aquest error.



**Figura 2.1.** D'esquerra a dreta: Marcador passiu per a mesures amb un sistema òptic ([www.naturalpoint.com/optitrack](http://www.naturalpoint.com/optitrack)). Vestit dotat amb sensors inercials ([www.xsens.com](http://www.xsens.com)). Electrogoniòmetre biaxial ([www.biometricsltd.com](http://www.biometricsltd.com)).

Els sistemes de captura òptics usen càmeres de vídeo per mesurar la posició d'una sèrie de marcadors col·locats sobre el cos de l'individu que s'estudia. Els marcadors usats poden ser actius o passius. Els marcadors actius emeten un senyal lluminós, generalment amb LEDs de llum infraroja, i el seu moviment es capta mitjançant l'ús de càmeres passives, que no emeten cap tipus de senyal. Els marcadors passius, per altra banda, estan fabricats amb un material reflectant i el seu moviment es mesura mitjançant l'ús de càmeres actives. Aquestes emeten un senyal lluminós que es reflexa en els marcadors i es detecta de nou amb la càmera. En aquest projecte s'usa un sistema òptic format

per 12 càmeres òptiques de LEDs infrarojos que detecten el moviment d'uns marcadors esfèrics reflectants. En el *Capítol 3* es descriu el seu funcionament amb més detall.

L'anàlisi amb sensors inercials es basa en l'ús d'acceleròmetres, giroscopis i magnetòmetres per a obtenir les dades cinemàtiques adients. Aquests sensors estan evolucionant molt degut al seu ús estès en camps com és el de l'automoció, el que fa que cada cop siguin més petits i lleugers. Això suposa que la seva col·locació sobre persones no dificulta el seu moviment. A més, en alguns casos, aquests dispositius són portàtils, el que implica que la captura no queda limitada al moviment dins d'un espai tancat. L'ús d'aquests tipus de sensors es troba en els treballs de Lau i Tong [17] i Liu et al. [18] entre d'altres.

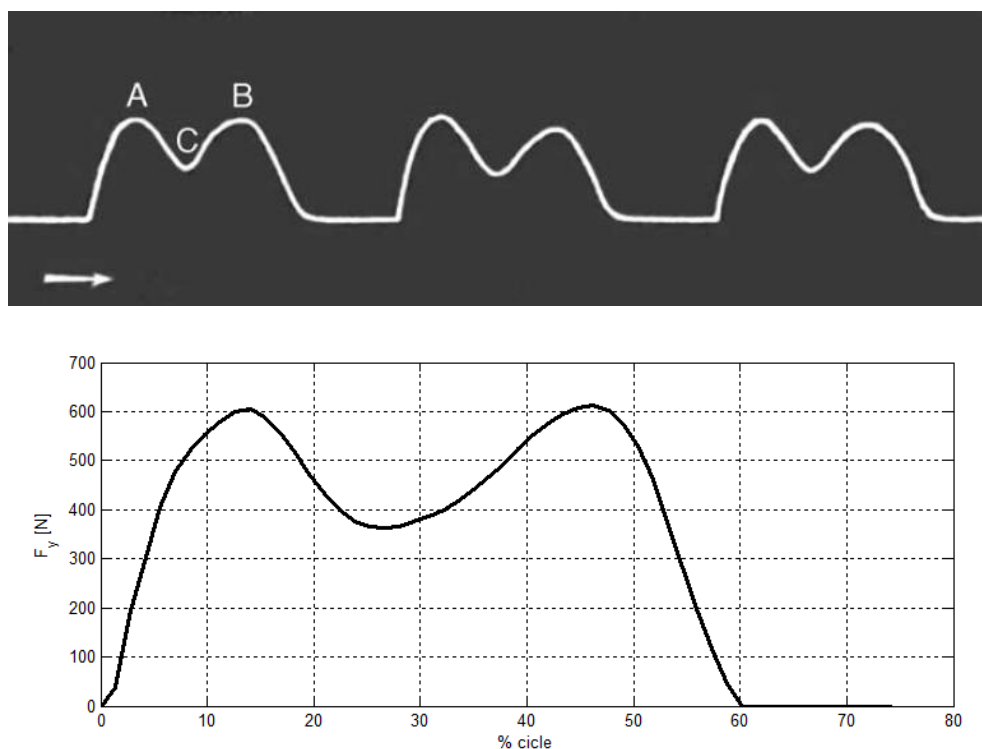
Per altra banda, un electrogoniòmetre és un dispositiu que genera un voltatge proporcional a la variació de l'angle entre els seus dos extrems. Així, si un dels extrems es fixa al segment distal i l'altre al segment proximal d'una articulació, es té una mesura de l'angle relatiu entre els dos segments i, en conseqüència, l'angle girat per l'articulació. Els pioners en el seu ús van ser els germans Karpovich [19], que gràcies a aquest dispositiu van ser els primers en aconseguir enregistrar l'angle girat per les articulacions.

### 2.1.2. Forces externes aplicades

Per trobar les forces implicades en el moviment cal resoldre un problema de dinàmica inversa. En el cas de no considerar el moviment de tot el cos, com és el cas d'aquest projecte en el que es considera només el moviment de les cames, cal conèixer també les forces externes aplicades. Les forces externes que s'apliquen durant el cicle de la marxa són les de contacte entre el peu i el terra [20].

El primer sistema per poder determinar aquestes forces el van desenvolupar Carlet i Ampar a finals del S. XIX a França. Consistia en un sistema que utilitzava embassaments d'aire per mesurar la força aplicada sobre el peu. El problema d'aquest mètode és que només permetia obtenir el valor de la força en direcció vertical. Amb aquest sistema van aconseguir trobar la distribució de la força vertical de contacte tipus 'm', similar a les que s'obtenen en l'actualitat. A la *Figura 2.2* es pot veure el gràfic de la corba obtinguda en els estudis de Carlet i la corba obtinguda amb un sistema de mesura actual.

La primera placa de força per a la mesura de les forces de contacte entre el peu i el terra es va desenvolupar a Alemanya. Els seus creadors van ser Braune i Marey [22] i consistia en un mecanisme pneumàtic que mesurava la component vertical de la força de contacte amb el terra. Amar [23], va evolucionar aquesta placa de força per aconseguir fer mesures en les tres direccions, creant el que es coneix com *Trotoire Dynamique*.



**Figura 2.2.** Amunt: Corba de la força vertical de contacte peu-terra obtinguda en els estudis de Carlet [20]. Abaix: Força vertical de contacte peu-terra extreta de les dades del Dr. Winter [21].

Un punt d'inflexió cap a l'ús de les plaques de força en l'anàlisi clínica el van marcar Cunningham i Brown [24] que van construir una placa basada en galgues extensomètriques. El primer prototip era molt sensible a la temperatura, necessitava una cal·libració continua i no es disposava de les eines computacionals necessàries per tractar les dades obtingudes, però va marcar una tendència cap a l'ús d'elements piezoresistius i piezoelèctrics en les plaques de força.

Posteriorment, algunes companyies com *The Kristler Corporation* o *AMTI (Advanced Mechanical Technology Incorporation)* van començar a comercialitzar plaques. Actualment, la gran majoria de plaques de força que s'usen en l'anàlisi de la marxa humana basen el seu ús en transductors piezoelèctrics o sensors d'efecte Hall. Donen informació del torsor d'enllaç entre el peu i la placa de força en el centre de la placa, es a dir, donen el valor de les forces i moments en les tres direccions de l'espai en el punt mig de la placa. Amb aquesta informació es pot conèixer la força d'enllaç entre peu i terra, que és directament la força mesurada, i el punt en el que el torsor d'enllaç no té components horitzontals, conegut com a COP (*Center Of Presssure*), a partir de la relació entre forces i moments. A la *Figura 2.3* es pot veure l'aspecte d'una placa de força usada actualment.



**Figura 2.3.** Placa de força basada en transductors d'efecte Hall ([www.amti.biz](http://www.amti.biz)).

### 2.1.3. Activació muscular

La mesura de l'activació muscular es basa en l'ús de l'electromiografia (EMG), que dona un voltatge en funció del nombre de fibres musculars que es contrauen. La seva adició en estudis de la marxa humana per part de Inman et al. [25] va suposar un gran avanç [26]. Els primers detectors que s'usaven eren electrodes que s'inserien directament al múscul per mitjà d'agulles. Aquest mètode era invasiu i provocava dolors en els subjectes analitzats.

Actualment, es realitza el que es coneix com EMG superficial. S'usen electrodes col·locats sobre la pell en una posició adequada per poder mesurar l'activació d'un cert múscul. A la *Figura 2.4* es pot veure un sensor usat per a l'EMG superficial. Cal dir que aquesta tècnica implica que les mesures no siguin tan precises i, per aquest motiu, en certs camps d'investigació s'usen agulles hipodèrmiques per enregistrar el senyal d'una àrea en concret.



**Figura 2.4.** Amunt: sensor superficial de EMG. Avall: col·locació dels sensors sobre la pell per realitzar una mesura ([www.biometricsltd.com](http://www.biometricsltd.com)).



## 2.2. Exosquelets i ortesis actives

Es considera que la recerca en dispositius exosquelètics va començar a finals de la dècada dels 60 [27], tot i que hi ha certs dispositius que daten d'anys anteriors. Aquesta recerca es duia a terme tan als Estats Units com a l'antiga Iugoslàvia per assistir la mobilitat de persones sanes amb fins militars. Un exosquelet és un dispositiu mecànic actiu que s'ajusta al cos de l'usuari i treballa de forma coordinada amb els seus moviments. El terme exosquelet s'usa per descriure dispositius que augmenten les capacitats de força de persones sanes. El terme ortesi activa, per altra banda, s'usa per descriure els dispositius de tipus exosquelètic destinats a millorar les capacitats de persones que pateixen alguna patologia fins als nivells de les persones sanes. En conseqüència, els exosquelets i les ortesis actives comparteixen moltes característiques en quant al tipus de disseny (compatible en el cos humà) i els reptes a nivell de control, motiu pel qual es parla d'ambdós tipus de dispositius de forma conjunta.

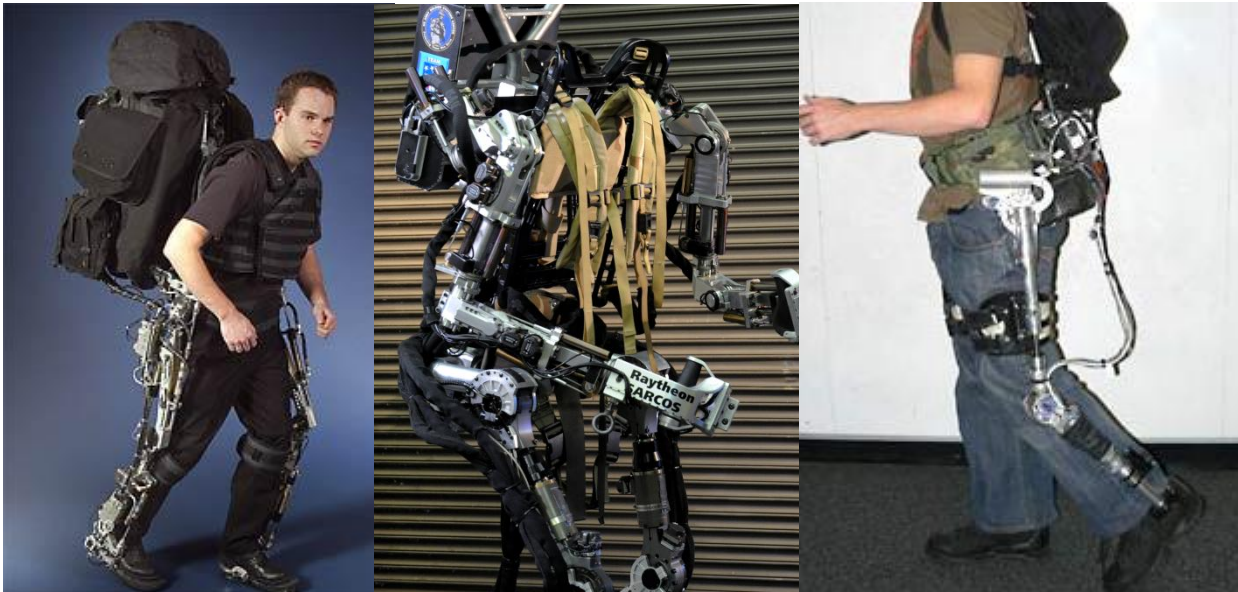
Tot i les semblances existents entre aquest tipus de dispositius, hi ha bastantes diferències a nivell de requisits de disseny i especificacions mecàniques. Degut al fet que els exosquelets serveixen per a millorar la capacitat de força de persones sanes, realitzen grans esforços i el seu pes no és massa crític. Les ortesis actives, per altra banda, han de realitzar esforços menors i el seu pes és un factor crític, ja que són portades per persones amb discapacitats. Donat que l'objecte d'aquest projecte és el disseny d'una ortesi activa, només es fa una breu descripció de l'estat de l'art dels exosquelets per entrar en més detall en l'evolució i l'estat actual de les ortesis actives d'extremitats inferiors destinades a pacients amb lesions medul·lars.

### 2.2.1. Exosquelets

El primer exosquelet que es va dissenyar va ser creat per Yagn l'any 1890 [28]. Consistia en un parell de ballestes elàstiques que treballaven en paral·lel amb les cames, de forma que es millorava la capacitat de caminar, córrer o saltar. Posteriorment, al 1963, Zaroodmy va construir un prototip del primer dispositiu actiu per a augmentar les capacitats humanes [29]. Era un dispositiu de 3 GL (Graus de llibertat) actuat per mitja de cilindres pneumàtics. Altres dissenys destacables es troben en els treballs de l'empresa *General Electric Research*, amb el seu exosquelet *Hardiman (Human Augmentation Research and Development Investigation)* [30], i *Moore*, amb el seu exosquelet *Pitman* [33]. Aquests dissenys només van arribar a ser conceptuals, però van servir per veure quina és la dificultat que hom es pot trobar a l'hora de desenvolupar aquest tipus de dispositius.

Al 2001, la DARPA (*Defense Advanced Research Projecte Agency*) va començar a esponsoritzar un programa anomenat EHPA (*Exoskeletons for Human Performance Augmentation*). L'objectiu d'aquest programa és augmentar les capacitats dels soldats de terra respecte als humans i, gràcies al programa, tres grups de recerca diferents han desenvolupat i construït tres exoesquelets: BLEEX (*Berkeley Lower Extremity Exoskeleton*) [31], XOS (*Sarcos Exoskeleton*) [32] i MIT *Exoskeleton* [33]. De

forma paral·lela, també s'han construït amb èxit altres exosquelets com el HAL (*Hybrid Assistive Limb*) [34], *Nurse-Assisting Exoskeleton* [35] o el *RoboKnee* [36]. A la *Figura 2.5* es poden veure imatges d'alguns d'aquests dispositius. Es tracta de prototips que estan força desenvolupats i alguns, com és el cas del XOS, ja s'estan usant en demostracions militars.



**Figura 2.5.** Esquerra: BLEEX ([www.berkeley.edu](http://www.berkeley.edu)). Centre: XOS ([www.raytheon.com](http://www.raytheon.com)). Dreta: MIT exoskeleton ([web.mit.edu](http://web.mit.edu)).

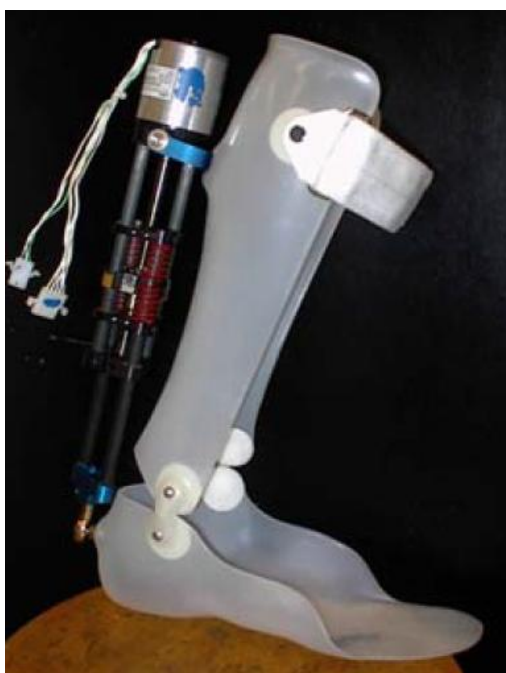
### 2.2.2. Ortesis actives

Les primeres ortesis actives eren bàsicament mecanismes de barres modificats per acoblar-los al cos humà i proporcionar certa assistència [37]. El primer dispositiu d'aquest tipus es pot trobar en una patent americana del 1935 [38]. Es tractava d'una barra articulada al genoll, unida a l'usuari a través del peu i corretges al voltant dels múscles; que constava d'una molla torsional situada al maluc que ajudava al moviment de la cama gràcies a una manovella activada per l'usuari. En quant al primer dispositiu controlable, aquest data del 1942 i es tracta d'una altra patent on l'actuació es fa de forma hidràulica [39]. El sistema de control es basava en l'obertura i tancament de vàlvules per mitjà de cables.

Un dels treballs més destacats en el desenvolupament de dispositius exosquelètics per ajudar a la recuperació de pacients amb cert tipus de paràlisi a les extremitats inferiors és el que va realitzar Vukobratovic amb els seus associats a les dècades dels 60 i els 70 [40]. Van desenvolupar una ortesi activa de cos complet, que s'unia a l'usuari mitjançant unes sabates especials, uns suports metàl·lics i un corsé.

Les diferents ortesis actives existents es solen classificar en funció de les articulacions sobre les que actuen [41]. Cal dir que si una ortesi destinada a un pacient amb algun tipus de lesió medul·lar actua sobre una articulació, també ho sol fer sobre les articulacions distals. Les ortesis destinades a pacients amb altres tipus de patologia poden actuar sobre una articulació en particular sense actuar sobre les articulacions distals, com és el cas de l'ortesi desenvolupada a la Universitat de Northeastern [42]. Es tracta d'una ortesi de genoll amb finalitat rehabilitadora que funciona gràcies a l'acció d'actuadors basats en líquids electroreològics.

En quant a les ortesis actives que actuen sobre les extremitats inferiors i que han sigut dissenyades per a pacients amb lesions medul·lars es troben les AFO, KAFO, SCKAFO i HKAFO. Les AFO (*Ankle Foot Orthosis*) són dispositius ortèsics que actuen sobre l'articulació del turmell de forma que controlen l'angle existent entre el peu i la cama durant el cicle de la marxa. S'usa en pacients que presenten una disminució de la força de dorsiflexió per evitar que els dits del peu toquin a terra en la fase de balanceig. Un exemple d'aquest tipus d'ortesi és la desenvolupada al MIT per Blaya i Herr [43]. Es tracta d'una AFO actuada per un motor elèctric lineal amb una molla en sèrie (*Figura 2.6*).



**Figura 2.6.** AFO activa amb un actuador elàstic lineal desenvolupada al MIT [43].

Les KAFO (*Knee Ankle Foot Orthosis*) són ortesis actives que actuen de forma directa sobre el genoll i el turmell i estan destinades a pacients amb un grau de lesió medul·lar major. Un exemple és el treball realitzat per Sawicki et al. a la Universitat de Michigan [44]. Es tracta d'una ortesi activa que actua sobre el genoll i el turmell amb músculs artificials governats de forma pneumàtica (*Figura 2.7*).



**Figura 2.7.** KAFO amb actuadors pneumàtics desenvolupada a la Universitat de Michigan [44].

Una variant d'aquest últim tipus d'ortesis actives són les anomenades SCKAFO (*Stance Control Knee Ankle Foot Orthosis*). Les SCKAFO controlen el moviment del genoll durant la fase de balanceig mentre que bloquegen el moviment de dita articulació durant la fase de recolzament [45]. Gràcies a aquest fet es poden usar motors menys potents ja que el màxim esforç necessari al genoll es produeix durant la fase de recolzament. Tot i això, el fet d'impedir el moviment de genoll pot provocar patrons de marxa poc naturals e incòmodes per a l'usuari.

El primer prototip que es va construir al Departament d'Enginyeria Mecànica de l'ETSEIB i que precedeix al presentat en aquest projecte és un exemple d'ortesi activa de tipus SCKAFO. Al *Capítol 5* s'explica en profunditat el seu disseny i funcionament, així com els aspectes més crítics que han portat al disseny d'un segon prototip.

Les HKAFO (*Hip Knee Ankle Foot Orthosis*) són, de manera anàloga a les anteriors, ortesis actives que actuen sobre les articulacions del maluc, el genoll i el turmell. Un dels últims avanços en aquesta categoria és el robot desenvolupat per la companyia americana *Ekso Bionics*, conegut com *Ekso* (*Figura 2.8*). Es tracta d'un dispositiu que controla el moviment de les articulacions del maluc i el genoll amb dos motors elèctrics independents, i bloqueja el moviment del turmell. *Ekso* es comercialitza com un dispositiu amb caràcter fisioterapèutic. La seva finalitat és ajudar en el treball diari que cal que facin els lesionat medul·lars per a que la sang circuli i les extremitats inferiors no s'atrofiïn. A més, permet a gent que usualment es mou en cadira de rodes mantenir-se en peu i caminar amb ajuda de croses.



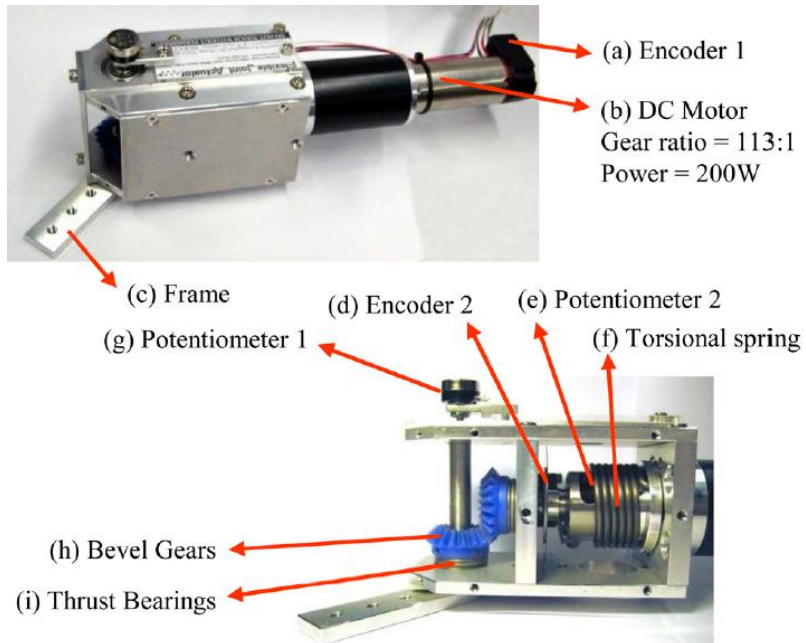
**Figura 2.8.** Ekso exoskeleton comercialitzat per Ekso Bionics ([www.eksobionics.com](http://www.eksobionics.com)).

Un altre aspecte clau en la classificació de les diferents ortesis actives existents és la forma en la que es controla el moviment de les articulacions. Es pot diferenciar entre els sistemes actius (actuació) i els sistemes passius. Els sistemes actius són aquells dispositius que requereixen una certa alimentació. Els sistemes passius són aquells que no requereixen alimentació i s'aprofiten del propi moviment per a generar força, com són les molles.

Entre els sistemes d'actuació cal destacar els motors elèctrics i els actuadors pneumàtics. Aquests s'encarreguen de suplir la força que els músculs dels lesionats no poden fer o, en alguns cassos, simplement complementar l'esforç.

La tendència en els últims anys és combinar els sistemes actius i els sistemes passius amb el que es coneix com SEA (*Serie Elastic Actuator*). Consisteix en col·locar un actuador en sèrie amb una molla per a governar l'ortesi activa de forma que s'intenta imitar el funcionament dels tendons. Amb això s'aconsegueixen certes avantatges com són: un control més senzill del dispositiu, un filtratge de cops i batzegades entre motor i ortesi; i una possible reducció del pic de potència i l'energia consumida al

llarg del cicle [46,47]. Un exemple d'aquest tipus d'actuació es pot trobar en el prototip desenvolupat a Berkeley (*Figura 2.9*) que actua sobre el genoll amb un RSEA (*Rotary Series Elastic Actuator*) [48].



**Figura 2.9.** Prototip de RSEA que actua sobre el genoll desenvolupat a Berkeley [48].

### 3. OBTENCIÓ DE DADES I ANÀLISI CINEMÀTICA

Un aspecte clau per poder fer el disseny mecànic de l'ortesi activa és conèixer les forces necessàries per dur a terme el cicle de la marxa. Per a tal fi, el primer pas consisteix en modelitzar mecànicament el cos humà i realitzar una anàlisi cinemàtica. Aquesta anàlisi permet detectar possibles patrons anòmals en la marxa i és el pas previ per a resoldre el problema de dinàmica inversa amb el que es troben les forces i moments que produeixen el moviment.

Aquest capítol es divideix en dues parts ben diferenciades. En la primera part, s'explica el model biomecànic usat al llarg del projecte i les hipòtesis sobre el moviment realitzades. També es presenta el software que s'utilitza per obtenir les dades cinemàtiques i dinàmiques al Laboratori de Biomecànica de l'ETSEIB, així com el procediment que s'ha seguit per realitzar la captura del moviment i obtenir les dades necessàries per aplicar la dinàmica inversa.

En la segona part, es realitza l'anàlisi de les dades pròpiament dita. En aquesta anàlisi es tracten les dades, es realitzen els càlculs cinemàtics adients i es presenten els resultats. El tractament consisteix bàsicament en preparar les dades obtingudes per a la realització dels càlculs, filtrant-les i sincronitzant-les. El càlcul cinemàtic consisteix en trobar les velocitats i acceleracions de certs punts d'interès (com els centre d'inèrcia dels segments) així com l'orientació, la velocitat angular i l'acceleració angular dels segments. Finalment, es presenten els resultats cinemàtics obtinguts.

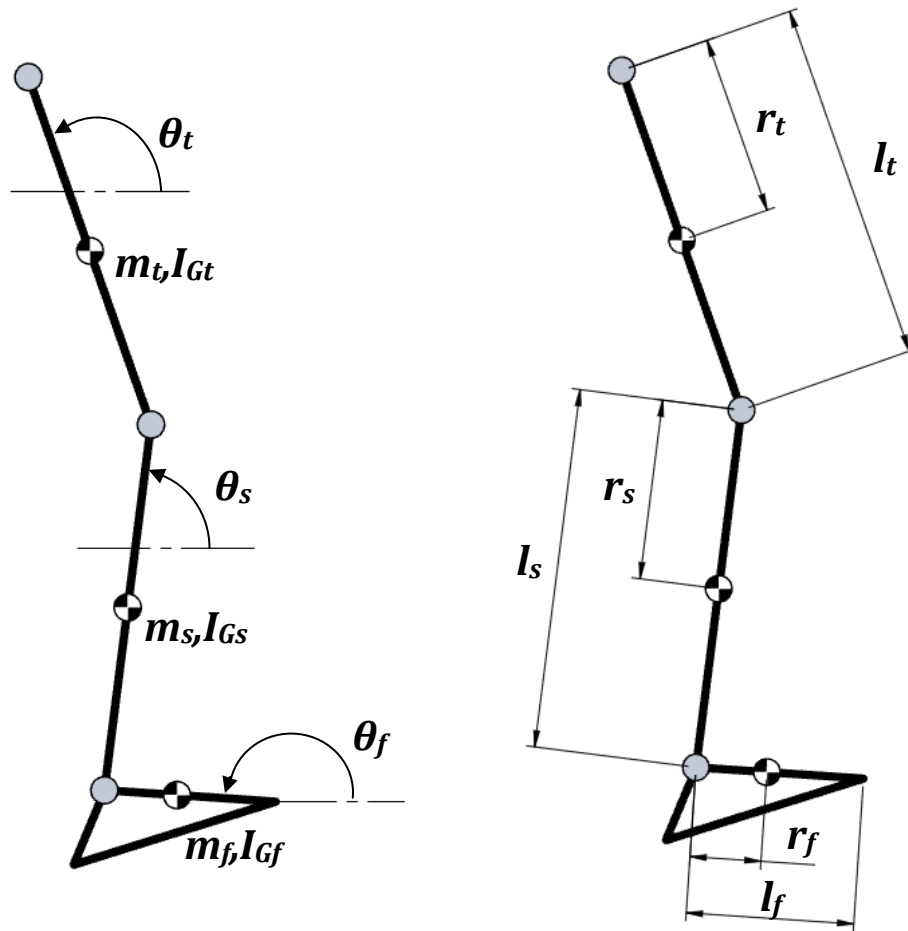
#### 3.1. Model biomecànic

La validesa dels resultats que s'obtenen al fer una anàlisi de la marxa depenen en gran mesura de la validesa del model utilitzat. Per a que un model sigui adequat cal que representi de forma fidel la forma del cos i cal assignar-li els paràmetres antropomètrics adients.

En els model esquelètics del cos humà usats per a diferents anàlisis de la marxa els ossos es representen com a segments rígids i les articulacions com a ròtules en el cas 3D, o articulacions de revolució en el cas 2D. Els paràmetres antropomètrics bàsics que cal assignar a cada segment són: la longitud total, la massa, el moment d'inèrcia respecte el centre de masses i la situació d'aquest, que es dona com a distància a l'articulació distal o proximal. Els autors utilitzen models amb més o menys graus de llibertat en funció de l'objectiu de l'estudi.

En aquest treball es realitza l'anàlisi cinemàtica i dinàmica de la cama dreta, i es considera que la marxa és simètrica. El model esquelètic usat consta de tres segments articulats: peu, cama i cuixa. A més, es considera que el moviment realitzat durant la marxa es produeix només en el pla sagital, per tant es té un moviment en dues dimensions. A la *Figura 3.1* es pot veure una representació del

model utilitzat, amb la definició de les coordenades angulars absolutes dels segments, la posició dels centres d'inèrcia i les longituds corresponents als segments i a la situació dels centres d'inèrcia, donades com a distància respecte a l'articulació proximal. Es tracta d'un model amb 5 GL, 2 corresponents al posicionament d'un punt del model i les 3 rotacions dels sòlids.



**Figura 3.1.** Representació del model biomecànic. Esquerra: coordenades angulars absolutes. Dreta: longituds corresponents als segments i posició dels centres d'inèrcia com a distància respecte a l'articulació distal. Els subíndex fan referència al nom del segments en anglès (thigh, shank, foot).

Tal i com es pot veure a la figura, es fa la hipòtesi que el centre d'inèrcia del peu es troba sobre la línia que uneix el turmell amb l'articulació del metatars del dit petit. Els paràmetres antropomètrics usats es poden veure a la *Taula 3.1*. Aquests s'han calculat a partir dels valors tabulats pel Dr. Winter [4], on es pot trobar la massa de cada segment com a percentatge de la massa total del subjecte i les distàncies utilitzades (posició del centre d'inèrcia, radi de gir,...) com a percentatge de la longitud del segment. El valor de la longitud de la cuixa i de la cama es calculen com la mitjana de la distància entre els marcadors situats als extrems al llarg del cicle de marxa. Cal dir que el subjecte sobre el que s'ha realitzat la mesura té una alçada de 1,90 m i una massa de 81 kg.



Segment	Massa	Longitud	Distància del centre d'inèrcia a l'articulació proximal	Radi de gir	Moment d'inèrcia respecte el centre d'inèrcia
	$m_i$ [kg]	$l_i$ [mm]	$r_i$ [mm]	$k_{0i}$ [mm]	$I_{Gi}$ [kg · mm <sup>2</sup> ]
<b>Cuixa (t)</b>	8,20	466,1	291,8	150,55	185900
<b>Cama (s)</b>	3,81	493,5	213,7	149,04	84700
<b>Peu (f)</b>	1,19	288,8	144,4	137,18	22400

**Taula 3.1.** Paràmetres antropomètrics del model biomecànic usat en aquest treball. Per a referir-se a cadascun dels segments s'utilitzen les inicials que corresponen als noms en anglès (thigt, shank, foot).

## 3.2. Obtenció de dades

L'obtenció de dades realitzada al Laboratori de Biomecànica de l'ETSEIB consta d'una captura del moviment i una mesura de les forces de contacte peu-terra. Per a la captura del moviment s'utilitza un sistema òptic format per un conjunt de marcadors passius situats sobre el subjecte a estudiar i unes càmeres òptiques d'infrarrojos. Per a la captura de les forces de contacte s'usen dues plaques de força amb sensors d'efecte Hall. A continuació es descriu amb més detall el funcionament d'aquests sistemes, així com el protocol que es segueix en el laboratori per realitzar la captura.

### 3.2.1. Sistema òptic

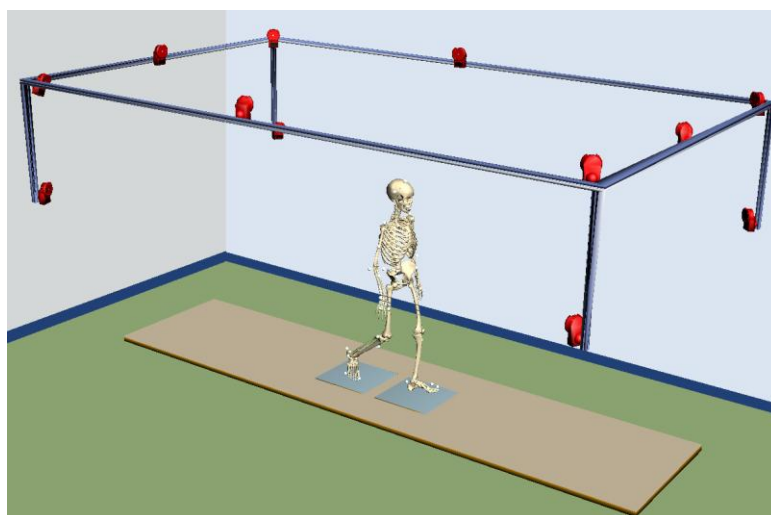
El sistema òptic utilitzat per capturar el moviment del subjecte examinat està format per un total de 12 càmeres òptiques Optitrack™, de la marca NaturalPoint Company© , Model FLEX:V100 R2 (Figura 3.2); que capturen el moviment d'uns marcadors esfèrics reflexius (passius) situats sobre la pell del subjecte. Les càmeres es troben connectades a l'ordinador per mitjà de dos *hubs*, i s'usa un software comercial anomenat ARENA® per a la visualització de dades.



**Figura 3.2.** Càmera activa de LEDs infrarojos NaturalPoint Optitrack™, Model FLEX:V100 R2 ([www.naturalpoint.com/optitrack](http://www.naturalpoint.com/optitrack)).

Cada càmera consta de 26 LEDs infrarojos que emeten una llum que es reflecta en els marcadors. La senyal reflectida és detectada per les càmeres amb una freqüència de 100 Hz. D'aquesta forma, es poden obtenir les coordenades de cada marcador en un pla situat a una certa distància focal de la càmera, és a dir, s'obté el moviment del marcador en un pla ortogonal al feix de llum enviat i a una certa distància. Si es vol conèixer la posició de cada marcador en tres dimensions cal que, com a mínim, dues càmeres captin la senyal reflectida pel marcador. A la *Figura 3.3* es pot veure la situació aproximada de les càmeres en el Laboratori de Biomecànica de l'ETSEIB.

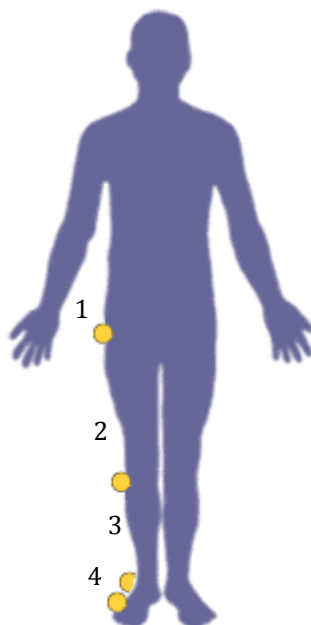
Amb la disposició mostrada, s'aconsegueix que al llarg d'un passadís d'una llargada aproximada de 5 m i una amplada aproximada d'1 m, es pugi obtenir el moviment dels marcadors amb almenys dues càmeres. El software ARENA® pren el moviment pla captat per cadascuna de les càmeres i els ajunta de forma que s'obté la trajectòria tridimensional dels marcadors. Aquest procés es coneix com a trajectorització. Les trajectòries dels diferents marcadors es guarden en un fitxer tipus *.c3d* (extensió molt usada en programes de representació de moviment) per al posterior anàlisi i tractament amb el software MATLAB®.



**Figura 3.3.** Disposició de les càmeres en el Laboratori de Biomecànica de l'ETSEIB.

Per conèixer el moviment de cadascun dels segments considerats (peu, cama i cuixa) és suficient amb conèixer el moviment de dos punts de cada sòlid. Això és degut a que es fa la hipòtesi que els segments són rígids i fan un moviment en el pla sagital [49]. Per capturar el moviment desitjat, per tant, s'usen un total de 4 marcadors: un al cap del fèmur, un a l'articulació del genoll, un a l'articulació del turmell i un al metatars corresponent al dit petit. Aquests marcadors es col·loquen directament sobre la pell del subjecte i se'l fa caminar al llarg del passadís per a que com a mínim dues de les càmeres captin el seu moviment a cada instant. A la *Figura 3.4* es pot veure la disposició dels marcadors que es col·loquen sobre la cama dreta del subjecte. Seguint la nomenclatura de la figura adjunta, els marcadors 1 i 2 donen el moviment de la cuixa, els marcadors 2 i 3 el moviment de la cama, i els marcadors 3 i 4 donen el moviment del peu.

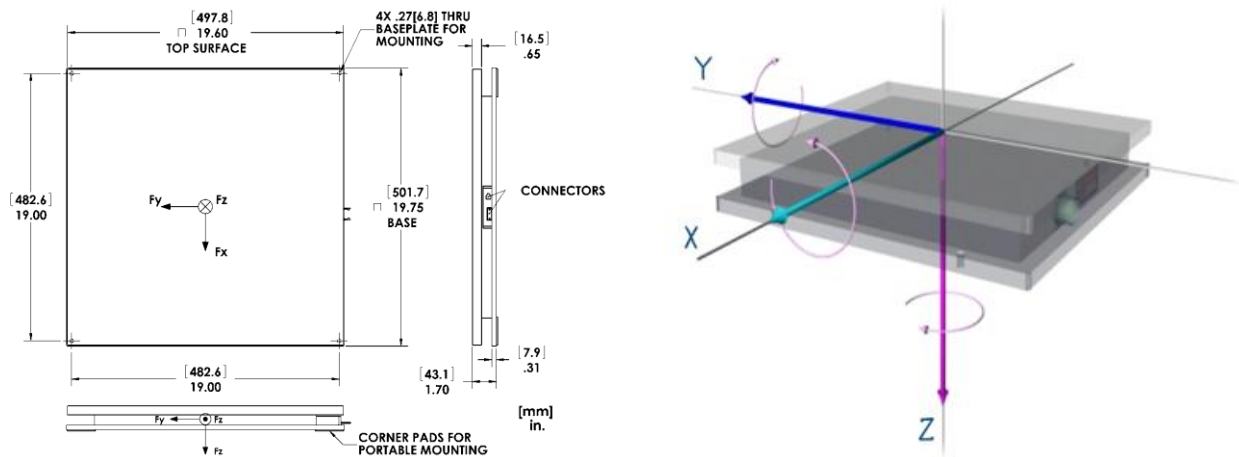
En resum, el que es té després de la captura del moviment és un fitxer digital que conté les coordenades  $(x,y,z)$  de cada marcador (tot i que només s'usen dues coordenades al fer la hipòtesi de moviment pla) amb una freqüència de captura de 100 Hz, que ve marcada per les càmeres usades. Posteriorment, aquestes dades es tracten de forma que s'obté el moviment dels punts d'interès de cada sòlid (*Capítol 3.3*).



**Figura 3.4.** Disposició usada dels marcadors sobre un subjecte en posició anatòmica.

### 3.2.2. Plaques de força

Per obtenir el valor de les forces de contacte entre el terra i el peu durant el cicle de la marxa es disposa de dues plaques de força AMTI® AccuGait (*Figura 3.5*). Es tracta de plaques de força amb quatre sensors d'efecte Hall situats a les cantonades de la placa que mesuren les forces rebudes en tres eixos. Aquestes 12 components s'utilitzen per a computar el torsor d'enllaç en el centre de la placa, que consisteix en les tres components de força i les tres components de moment referides al centre d'aquesta. Les dades es poden obtenir amb un rati de 50, 100 o 200 dades per segon en funció de les necessitats de l'usuari. Els valors obtinguts determinen quina és la força aplicada sobre el peu i també permeten trobar el COP (*Center of Pressure*) que és el punt en el que torsor d'enllaç no té components de moment horitzontals.



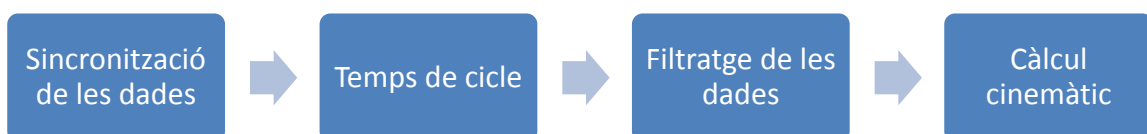
**Figura 3.5.** Placa de força AMTI® AccuGait. Esquerra: dimensions de la placa. Dreta: components obtingudes com a sortida.

En el projecte vigent s'usa una sortida de dades amb una freqüència de 100 Hz, de forma que es té la mateixa freqüència que el sistema òptic de captura. Les dades de cada placa de força s'adquireixen amb un software propi de la companyia AMTI® i es guarden en format *.txt* per al posterior anàlisi juntament amb les dades cinemàtiques. Les dues plaques es troben col·locades seguides segons el sentit de la marxa amb una separació de 10 cm. Per a realitzar la captura, el subjecte, amb els marcadors posats, es situa a una certa distància de les plaques i camina de forma que col·loca el peu dret sobre la primera placa. Posteriorment, segueix la marxa de forma que situa el peu esquerre sobre l'altre placa i dona un altre pas, col·locant el peu dret en el terra i tancant un cicle de la marxa. Per a intentar que les dades corresponguin a un estat estacionari de la marxa, el subjecte dona un pas addicional abans i després del procés descrit.

Així doncs, el resultat per al posterior tractament de les dades és un fitxer amb les forces de contacte i els moments al centre de la placa en format digital i amb freqüència de 100 Hz. L'evolució temporal de les forces de contacte així com el procediment per al càlcul del COP es presenten al *Capítol 4*.

### 3.3. Anàlisi de dades

Per a l'anàlisi de les dades obtingudes amb el sistema òptic i les plaques de força es segueix un algoritme que consisteix en: sincronització de les dades, identificació del temps de cicle, filtratge de les dades i càlcul cinemàtic. Els tres primers passos es poden agrupar sota el terme de tractament de les dades, per a poder realitzar el posterior càlcul. A la *Figura 3.6* es pot veure un esquema amb detall de l'algoritme seguit en l'anàlisi de dades que s'explica al llarg de l'apartat.

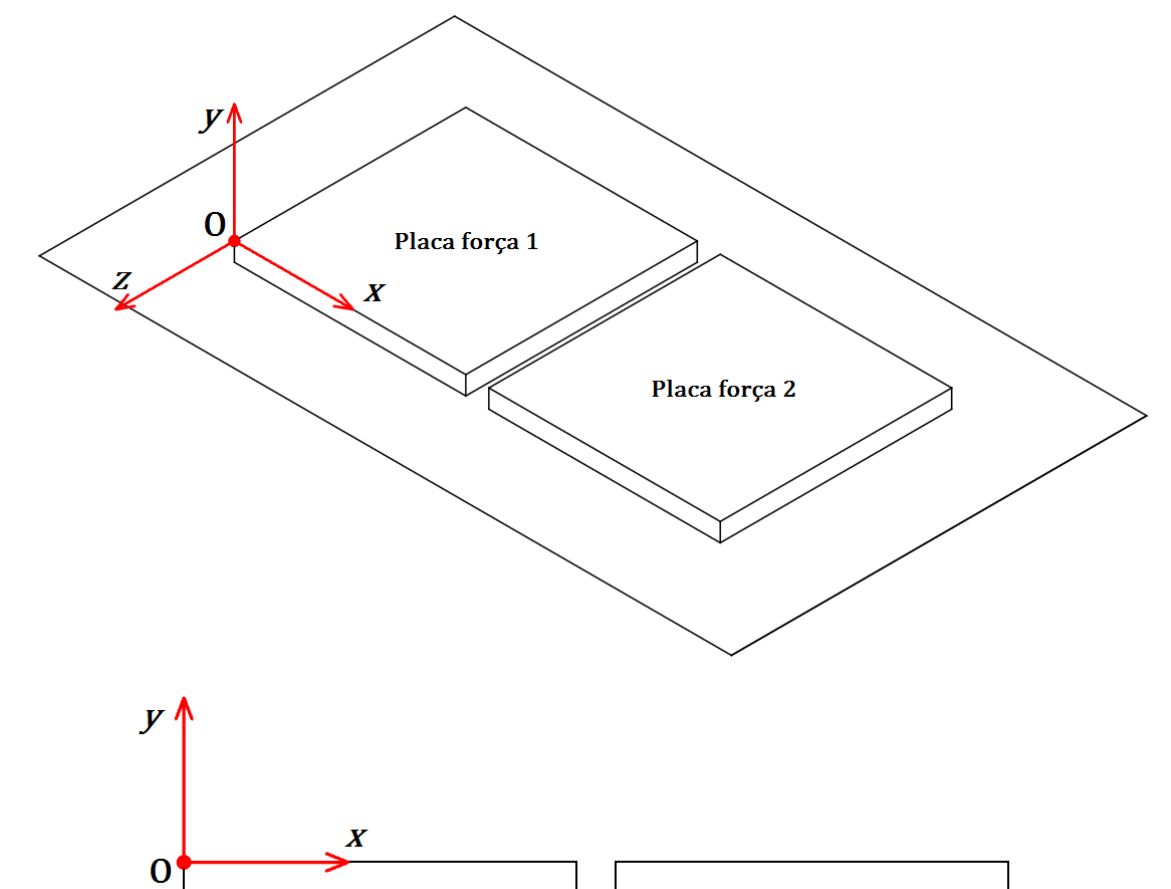


**Figura 3.6.** Esquema de l'algoritme seguit en l'anàlisi cinemàtica de les dades obtingudes en la captura del moviment.

### 3.3.1. Tractament de les dades

Degut al fet que les dades cinemàtiques i les dades de força s'obtenen amb softwares diferents, cal establir un sistema de coordenades comú al que referir totes les dades. A més, cal sincronitzar-les en el temps per a poder treballar amb ambdues a la vegada. La sincronització es fa a través d'un senyal transmès entre el sistema òptic i les plaques de força. Quan s'inicia la captura amb les càmeres d'infrarojos, aquestes envien un senyal per a iniciar la captura de les plaques de força.

A la *Figura 3.7* es pot veure una representació de la posició de les plaques de força en el Laboratori de Biomecànica de l'ETSEIB i la situació del sistema de coordenades utilitzat, així com la seva projecció en el pla sagital. El sentit del moviment és el que correspon a l'eix  $x$ .



**Figura 3.7.** Sistema de coordenades usat per al tractament de les dades i projecció d'aquest sistema sobre el pla sagital.

Un altre aspecte clau per a l'anàlisi és identificar el temps que dura el cicle de la marxa. En el moment en el que el peu dret impacta contra la placa es considera que s'inicia el cicle de la marxa i, per tant, aquest finalitza amb el següent impacte del peu dret contra el terra. Com que no es disposa d'una tercera placa de força, aquest últim impacte encarregat de marcar el final del cicle no es capta. Es fa una estimació d'aquest instant a partir de la diferència de temps que hi ha entre l'impacte amb

el peu dret i l'impacte amb el peu esquerre. Fent la hipòtesi que el contacte entre peu esquerre i terra s'inicia a la meitat del cicle, el temps total és el doble de la diferència de temps calculada.

Un cop es coneix la durada del cicle i es tenen totes les dades sincronitzades i referides al mateix sistema de coordenades, es procedeix a filtrar-les. Amb el filtratge es volen eliminar les pertorbacions corresponents al soroll elèctric i altres errors de mesura. S'opta per un filtre digital passa baixos de tipus *Butterworth*, de segon ordre, i amb una freqüència de tall de 5 Hz. El filtratge es realitza amb el software MATLAB®, amb la comanda *filtfilt*. Amb això s'aconsegueix un filtratge digital amb desfasament nul ja que es realitza en els dos sentits. Primer filtra les dades en l'ordre en el que es troben, cosa que dona un cert retard. Posteriorment, les torna a filtrar en sentit contrari, per a contrarestar el retard i així obtenir les dades filtrades i sense desfasament. Tot el tractament de les dades necessari per a obtenir els resultats cinemàtics i dinàmics (*Capítol 4*) es realitza també amb el MATLAB®.

### 3.3.2. Càlcul cinemàtic

Com a punt de partida per al càlcul cinemàtic es té un fitxer amb la posició (x,y) dels marcadors (la coordenada z obtinguda amb el sistema òptic no s'usa) amb una freqüència de mostratge de 100 Hz ja filtrat amb el corresponent filtre *Butterworth*. Per a la posterior anàlisi dinàmica, cal conèixer les orientacions, velocitat i acceleracions angulars dels segments així com les velocitats i acceleracions dels centres d'inèrcia d'aquests i alguns altres punts d'interès.

Per a tal fi, en primer lloc, es calculen els angles absoluts dels segments a partir de les coordenades dels marcadors usant relacions trigonomètriques. Així, per exemple, l'angle absolut que orienta el segment corresponent a la cuixa s'obté com:

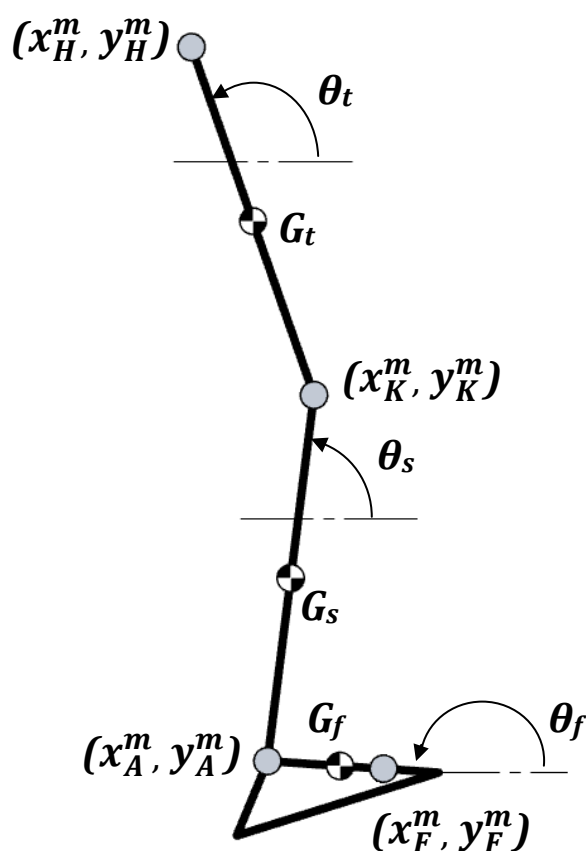
$$\theta_t = \arctan\left(\frac{y_H^m - y_K^m}{x_H^m - x_K^m}\right) \quad (3.1)$$

El superíndex 'm' indica que es tracta de la posició del marcador. Els subíndexs fan referència als noms dels punts en anglès (H=hip, K=knee, A=ankle, F=foot). De forma anàloga s'obtenen els angles absoluts dels segments de la cama i el peu. A la *Figura 3.8* es pot veure la definició dels angles absoluts sobre el model biomecànic així com la nomenclatura usada per a les coordenades dels marcadors. Les velocitats i acceleracions angulars dels segments s'obtenen derivant numèricament les coordenades angulars usant la fórmula de diferències finites cap endavant.

Degut a que els marcadors van col·locats sobre la pell del subjecte a analitzar, que és elàstica, la posició relativa de dos marcadors del mateix segment no es correspon a la pròpia de punts pertanyents a un mateix SR (Sòlid Rígid). El model biomecànic usat, però, considera que els ossos són rígids. Per a complir aquesta hipòtesi, es recalculen les posicions dels marcadors per a que

compleixin la condició de pertànyer a un sistema de SR de forma similar al que fan Silva et al. [50]. Aquestes noves coordenades s'anomenen posicions consistents dels marcadors.

Es considera com a bona la posició del marcador del turmell (A), així com els angles absoluts dels segments calculats. Mitjançant aquestes dades i els paràmetres antropomètrics necessaris (bàsicament longitud dels segments, *Taula 3.1*) es calculen les posicions, velocitats i acceleracions dels altres marcadors, així com els centres d'inèrcia dels segments, usant la geometria i les equacions de la cinemàtica del SR. D'aquesta forma, hom s'assegura que la cinemàtica del sistema estudiat es correspon a un sistema multisòlid format per SR i que les dades usades són coherents amb les hipòtesis realitzades.



**Figura 3.8.** Coordenades angulars absolutes i coordenades dels marcadors usades per al càlcul d'aquestes. Els subíndexs fan referència als noms en anglès: t=thigh, s=shank, f=foot, H=hip, K=knee, A=ankle, F=foot.

Les equacions geomètriques usades per al càlcul de posicions consisteixen bàsicament en relacions trigonomètriques, mentre que les equacions de la cinemàtica del SR usades per al càlcul de velocitats i acceleracions són, de forma genèrica:

$$\bar{v}(P) = \bar{v}(O) + \bar{\Omega}^S \wedge \overline{OP} \quad (3.2)$$

$$\bar{a}(P) = \bar{a}(O) + \bar{\alpha}^S \wedge \overline{OP} + \bar{\Omega}^S \wedge (\bar{\Omega}^S \wedge \overline{OP}) \quad (3.3)$$

on  $O$  i  $P$  són dos punts del mateix SR,  $\bar{\Omega}^S$  la seva velocitat angular i  $\bar{\alpha}^S$  la seva acceleració angular. La velocitat i acceleració del punt pres com a referència (turvell) es calculen derivant numèricament la seva posició amb la fórmula en diferències finites cap a endavant.

Com a exemple, s'usa el càlcul de la cinemàtica del genoll (K) a partir del turvell (A). La posició es pot calcular usant relacions trigonomètriques (*Figura 3.9*):

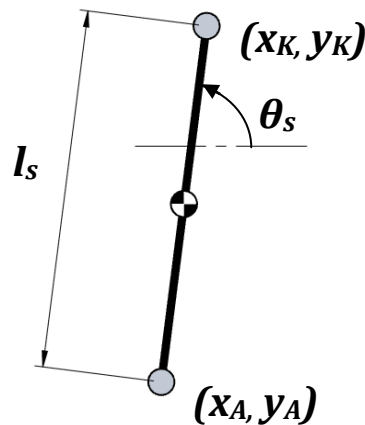
$$\begin{cases} x_K = x_A + l_s \cos(\theta_s) \\ y_K = y_A + l_s \sin(\theta_s) \end{cases} \quad (3.4)$$

on  $l_s$  és la longitud de la cama.

Les expressions (3.2) i (3.3) aplicades al segment de la cama, condueixen a:

$$\bar{v}(K) = \begin{Bmatrix} \dot{x}_K \\ \dot{y}_K \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \dot{x}_A - l_s \sin(\theta_s) \dot{\theta}_s \\ \dot{y}_A + l_s \cos(\theta_s) \dot{\theta}_s \end{Bmatrix} \quad (3.5)$$

$$\bar{a}(K) = \begin{Bmatrix} \ddot{x}_K \\ \ddot{y}_K \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \ddot{x}_A - l_s \cos(\theta_s) \dot{\theta}_s^2 - l_s \sin(\theta_s) \ddot{\theta}_s \\ \ddot{y}_A - l_s \sin(\theta_s) \dot{\theta}_s^2 + l_s \cos(\theta_s) \ddot{\theta}_s \end{Bmatrix} \quad (3.6)$$



**Figura 3.9.** Esquema de la cama usat per al càlcul de la cinemàtica del genoll (K) a partir de la cinemàtica del turvell (A).

Per a la resta de punts d'interès es procedeix de forma anàloga. A l'*Annex B.1* es pot trobar el conjunt de totes les equacions usades per als càlculs cinemàtics.



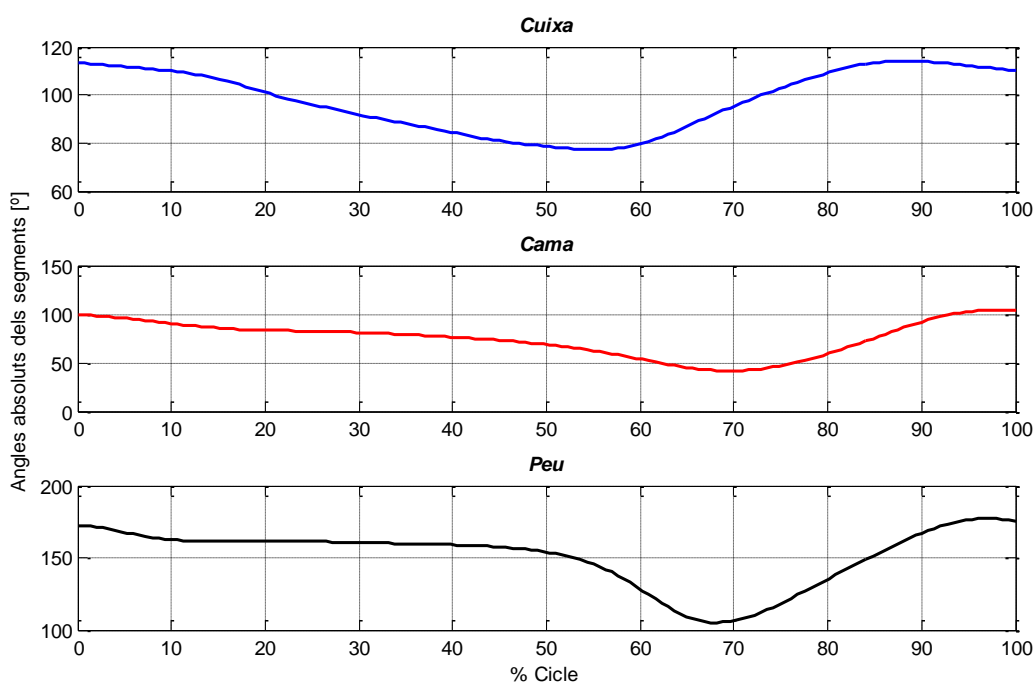
### 3.4. Resultats cinemàtics

Els resultats cinemàtics de més interès són els que fan referència als angles absoluts dels segments, els angles associats a les articulacions, i les posicions dels centres d'inèrcia de la cuixa, cama i peu. Els angles absoluts dels segments tenen un caràcter descriptiu del moviment, però sobretot interessen les seves derivades (velocitat i acceleració) per al posterior càlcul dinàmic. Els angles relatius tenen un caràcter descriptiu a nivell mèdic i s'utilitzen per comprendre millor el moviment de les articulacions. Les posicions dels centres d'inèrcia i sobretot les seves derivades (velocitat i acceleració) s'utilitzen en l'anàlisi dinàmica de la marxa.

A continuació es presenten gràficament els resultats cinemàtics esmentats. Cal dir que hi ha altres punts d'interès, com per exemple el moviment del COP. Per a aquests punts, la seva cinemàtica es calcula, quan sigui necessari, usant les equacions corresponents al moviment d'un SR (3.2) i (3.3).

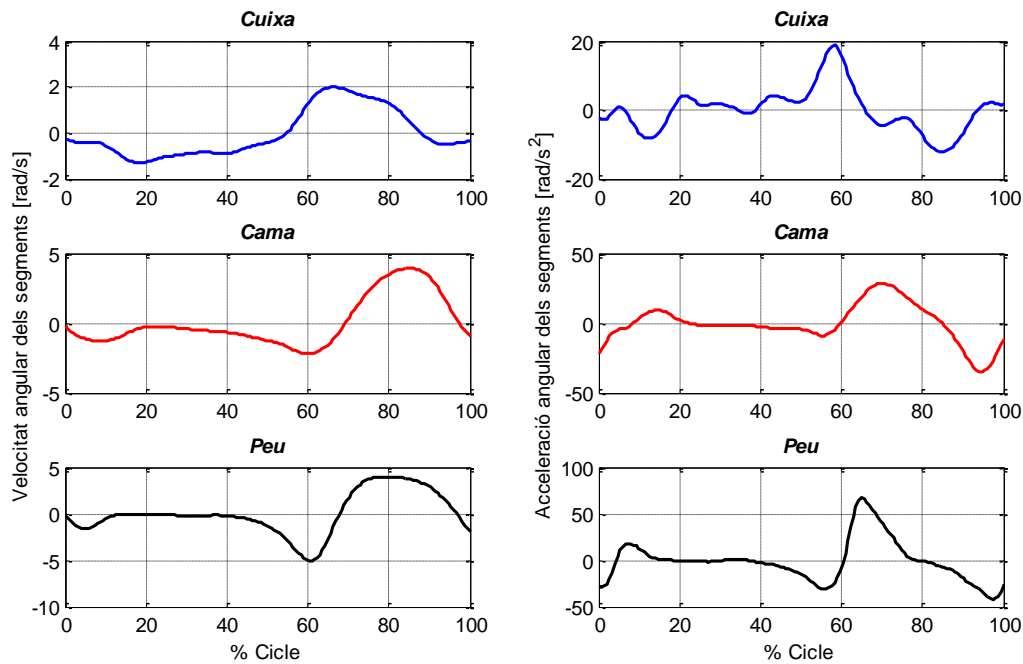
#### 3.4.1. Angles absoluts dels segments

Els angles absoluts dels segments són els que orienten els diferents sòlids que formen la cama dreta respecte al terra. Aquests angles es troben descrits a la *Figura 3.10*. A continuació es mostra la seva representació gràfica en funció del percentatge del cicle de la marxa transcorregut.



**Figura 3.10.** Angles absoluts dels segments representats en funció del % del cicle de la marxa.

Les derivades temporals dels angles mostrats s'usen en l'anàlisi dinàmica; la velocitat angular s'utilitza per al càlcul de la potència realitzada pel moment aplicat a un segment i l'energia cinètica; i l'acceleració angular s'usa per al càlcul de la variació del moment cinètic. Les derivades, com s'ha esmentat, es calculen numèricament per mitjà de la fórmula en diferències finites cap a endavant. A la *Figura 3.11* es poden veure representades les velocitats i acceleracions angulars dels tres segments de la cama dreta.



**Figura 3.11.** Velocitats i acceleracions angulars dels segments en funció del percentatge de cicle transcorregut.

### 3.4.2. Angles relatius de les articulacions

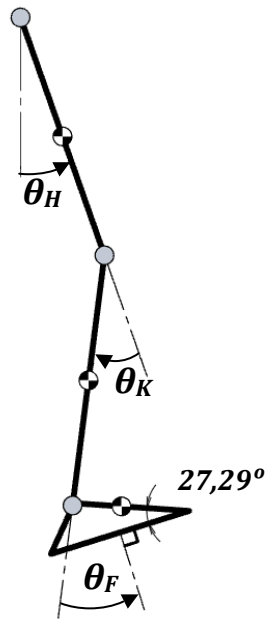
Per convenció mèdica es descriuen un conjunt d'angles que indiquen la posició relativa dels diferents segments (*Figura 3.12*). És important conèixer la seva evolució ja que serveixen per a entendre el patró del moviment, i són els valors que es solen trobar com a referència en la literatura.

Aquests angles es poden calcular a partir dels angles absoluts de les articulacions com:

$$\theta_H = \theta_t - 90^\circ \quad (3.7)$$

$$\theta_K = \theta_t - \theta_s \quad (3.8)$$

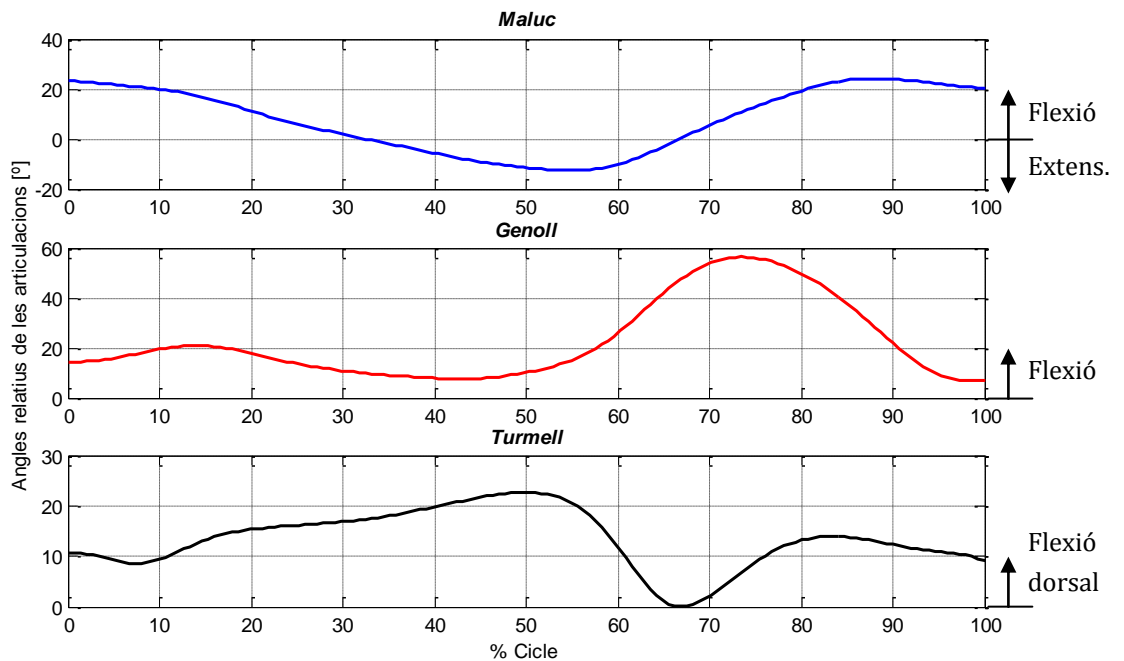
$$\theta_A = \theta_f - \theta_s - 90^\circ + 27,29^\circ \quad (3.9)$$



**Figura 3.12.** Definició dels angles relatius dels segments segons convenció mèdica.

L'angle de 27,29° que s'ha afegit correspon al fet que s'ha definit l'angle absolut del peu  $\theta_f$  respecte a la línia que uneix el turmell amb els dits del peu, mentre que l'angle relatiu del peu es defineix respecte a la planta del peu.

L'evolució temporal dels angles esmentats es pot trobar a la *Figura 3.13*:



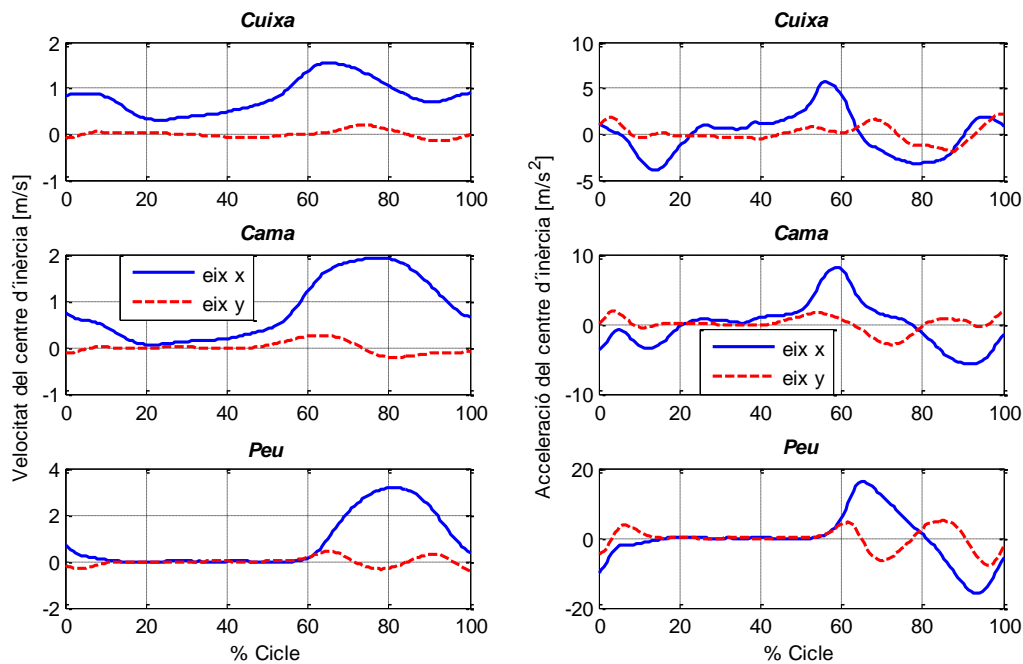
**Figura 3.13.** Angles relatius de les articulacions en funció del percentatge de cicle transcorregut.

Si es realitza una comparació visual entre els resultats obtinguts (*Figura 3.13*) i alguns resultats de la literatura com són els que es troben en els estudis del Dr. Winter [4], es pot concloure que es tracta d'un moviment que es pot classificar dintre del patró de marxa normal

### 3.4.3. Centres d'inèrcia dels segments

La velocitat i acceleració dels centres d'inèrcia dels diferents segments són bàsiques per a la posterior anàlisi dinàmica. El seu càlcul es realitza derivant numèricament la posició dels centres d'inèrcia dels diferents segments obtinguda com a posició consistent a partir de la posició del marcador del turmell, els angles absoluts dels segments i alguns paràmetres antropomètrics.

A la figura adjunta (*Figura 3.14*) es pot veure, de forma gràfica, l'evolució temporal de la velocitat i acceleració del centre d'inèrcia dels tres segments considerats en el model biomecànic: cuixa, cama i peu.



**Figura 3.14.** Velocitat i acceleració dels CDG dels diferents segments considerats en el model biomecànic.

## 4. ANÀLISI DINÀMICA

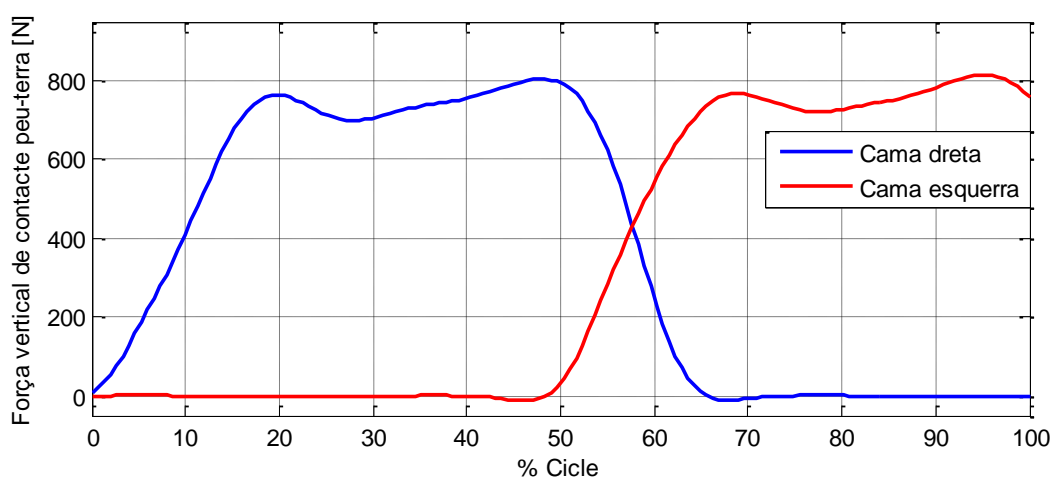
Un cop s'ha analitzat el moviment del sistema que s'estudia, es procedeix a fer una anàlisi dinàmica per trobar les forces implicades en el moviment. Es resol un problema de dinàmica inversa mitjançant les equacions de Lagrange amb multiplicadors.

En aquest capítol, en primer lloc, es presenten les mesures dinàmiques de les plaques de força. Es mostra l'evolució de les forces de contacte peu-terra i el mètode que es segueix per calcular el COP. Es presenta també el mètode usat en l'anàlisi dinàmica, les equacions de Lagrange amb multiplicadors. Posteriorment, s'exposen detalladament els càlculs realitzats per a l'obtenció de les equacions del moviment.

Finalment, es mostren els resultats dels parells articulars necessaris per caminar segons la captura cinemàtica realitzada i es comparen amb valors trobats a la literatura.

### 4.1. Forces de contacte peu-terra

Les forces de contacte-peu terra, a més de les dades cinemàtiques calculades (*Capítol 3*) són les dades de partida per resoldre el problema de dinàmica inversa. A continuació (*Figura 4.1*) es mostra l'evolució temporal de la força vertical de contacte entre el peu i el terra obtinguda amb les plaques de força. Aquesta força és la més representativa del cicle de la marxa i, a més, en aquest projecte s'utilitza per identificar el temps de cicle. Es pot veure la forma característica tipus 'm' que identifica l'evolució temporal d'aquesta força.



**Figura 4.1.** Evolució temporal de la component vertical de la força de contacte entre peu i terra per a les dues cames del subjecte estudiat.

Un altre aspecte clau és conèixer la posició del COP, punt en el que el torsor d'enllaç no té components de moment horitzontals. Segons el sistema de coordenades definit (Figura 4.2), la coordenada vertical del COP és sempre nul·la i, per tant, només cal conèixer l'evolució temporal de la coordenada horitzontal del COP. Tenint en compte que el torsor d'enllaç que s'obté es troba definit al centre de la placa de força, la posició horitzontal del COP es troba com:

$$x_{COP} = \frac{1}{2} L_{placa} + d_P = \frac{1}{2} L_{placa} + \frac{F_{yP}}{M_{zP}} \quad (4.1)$$

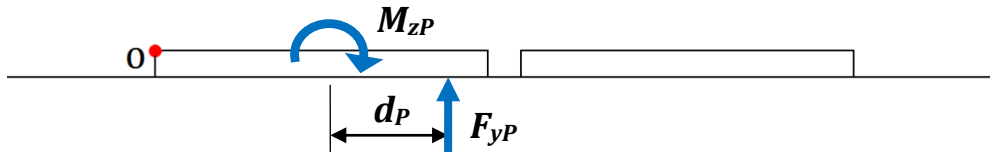


Figura 4.2. Esquema usat per al càlcul de la coordenada horitzontal del COP.

Per tant, coneixent la longitud de la placa  $L_{placa} = 497,84mm$ , el valor de la força vertical  $F_{yP}$  i el moment en l'eix normal al pla sagital  $M_{zP}$  es pot calcular la coordenada x del COP per a cada instant.

## 4.2. Determinació de les equacions del moviment

Degut a les característiques cinemàtiques del sistema que s'estudia (holonomia), es podrien usar les equacions de Lagrange ordinàries per al càlcul dinàmic. Tot i això, aquestes conduirien a unes expressions força complexes i difícils de manipular.

Per tal d'aconseguir unes expressions més compactes i sistemàtiques, s'opta per realitzar l'anàlisi dinàmica mitjançant les equacions de Lagrange amb multiplicadors. Es defineix un vector de coordenades generalitzades amb més components que graus de llibertat té el sistema, de forma que les expressions de l'energia cinètica i l'energia potencial, que intervenen en l'anàlisi, queden força simplificades. Les relacions existents entre les coordenades generalitzades s'afegeixen com a condicions d'enllaç o restriccions.

Les equacions de Lagrange amb multiplicadors per a un sistema de  $n - p$  graus de llibertat descrit per  $n$  coordenades  $\{q\}^T = \{q_1, \dots, q_n\}$  amb derivades temporals  $\{\dot{q}\}^T = \{\dot{q}_1, \dots, \dot{q}_n\}$  que han de verificar les  $p$  equacions d'enllaç definides com  $[C]\{\dot{q}\} = \{0\}$  són, de forma genèrica [51]:

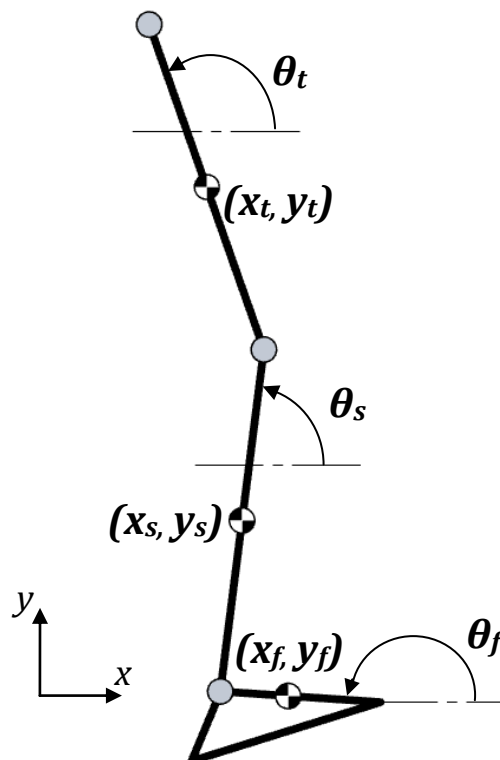
$$\frac{d}{dt} \frac{\partial T}{\partial \dot{q}_i} - \frac{\partial T}{\partial q_i} + \frac{\partial U}{\partial q_i} + \sum_{j=1}^p \lambda_j C_{ij} = F_i^* \quad (4.2)$$

on  $T$  és l'energia cinètica,  $U$  l'energia potencial i  $F_i^*$  és la força generalitzada associada al moviment virtual  $q_i^*$ ,  $C_{ij}$  són les components de la matriu  $[C]$ , que té dimensions  $p \times n$ , i  $\lambda_i$  són els multiplicadors de Lagrange que equivalen a les forces d'enllaç que garanteixen les restriccions.

D'aquesta forma es té un sistema d' $n$  equacions amb les que es poden trobar les equacions del moviment de les  $n-p$  coordenades independents i el valor dels  $p$  multiplicadors de Lagrange. A continuació, s'aplica aquest mètode per al cas particular del model biomecànic descrit. En aquest cas, es coneix l'evolució temporal de les coordenades independents i les forces de contacte peu-terra i es volen trobar els multiplicadors de Lagrange (forces d'enllaç) així com els parells articulars i les forces aplicades al maluc.

#### 4.2.1. Coordenades generalitzades. Condicions d'enllaç

El vector de coordenades generalitzades utilitzat té 9 components. Aquestes components corresponen a la posició del centre d'inèrcia de cadascun dels tres segments (6 coordenades lineals) i l'orientació d'aquests respecte a l'horitzontal (3 coordenades angulars). Així doncs, el vector de coordenades generalitzades és  $\{q\}^T = \{x_f, y_f, \theta_f, x_s, y_s, \theta_s, x_t, y_t, \theta_t\}$ . A la Figura 4.3 es pot veure la definició de les coordenades generalitzades.



**Figura 4.3.** Definició de les coordenades generalitzades usades en el càlcul dinàmic. Els subíndexs fan referència al nom del segment en anglès (thigh, shank, foot).

El model considerat té un total de 5 graus de llibertat, que corresponen a la situació d'un punt del sistema (2 GL) i la rotació dels tres sòlids respecte un eix normal al pla sagital (3 GL). Com que s'utilitzen 9 coordenades generalitzades, cal definir les 4 condicions d'enllaç que restringeixen el moviment del sistema. Aquestes es troben imposant que la velocitat absoluta dels punts de contacte entre dos segments adjacents és la mateixa. Així doncs, es tenen dues equacions (4.3)(eix x i eix y) imposant que la velocitat del genoll és la mateixa per al sòlid cama i per al sòlid cuixa; i dues equacions més (4.4)(eix x i eix y) forçant que la velocitat del turmell és la mateixa per al sòlid peu que per al sòlid cama. S'utilitza la cinemàtica del sòlid rígid per obtenir dites equacions:

$$\begin{cases} \dot{x}_f - r_f \sin(\theta_f) \dot{\theta}_f = \dot{x}_s + (l_s - r_s) \sin(\theta_s) \dot{\theta}_s \\ \dot{y}_f + r_f \cos(\theta_f) \dot{\theta}_f = \dot{y}_s - (l_s - r_s) \cos(\theta_s) \dot{\theta}_s \end{cases} \quad (4.3)$$

$$\begin{cases} \dot{x}_s - r_s \sin(\theta_s) \dot{\theta}_s = \dot{x}_t + (l_t - r_t) \sin(\theta_t) \dot{\theta}_t \\ \dot{y}_s + r_s \cos(\theta_s) \dot{\theta}_s = \dot{y}_t - (l_t - r_t) \cos(\theta_t) \dot{\theta}_t \end{cases} \quad (4.4)$$

on  $r_i$  és la distància del centre d'inèrcia a l'articulació proximal del segment.

Si s'escriuen les equacions d'enllaç en forma matricial de manera que  $[C]\{\dot{q}\} = \{0\}$ , s'obté la matriu de coeficients de les equacions d'enllaç cinemàtic  $[C]$ :

$$[C] = \begin{bmatrix} -1 & 0 & r_f \sin(\theta_f) & 1 & 0 & (l_s - r_s) \sin(\theta_s) & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & r_f \cos(\theta_f) & 0 & -1 & (l_s - r_s) \cos(\theta_s) & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -1 & 0 & r_s \sin(\theta_s) & 1 & 0 & (l_t - r_t) \sin(\theta_t) \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & r_s \cos(\theta_s) & 0 & -1 & (l_t - r_t) \cos(\theta_t) \end{bmatrix} \quad (4.5)$$

Les quatre restriccions cinemàtiques definides van acompanyades d'un multiplicador de Lagrange  $\lambda_i$  equivalent a la força d'enllaç corresponent. Es tenen, per tant, un total de quatre multiplicadors de Lagrange que, escrits en forma de vector:

$$\{\lambda\}^T = \{\lambda_1 \quad \lambda_2 \quad \lambda_3 \quad \lambda_4\} \quad (4.6)$$

Segons l'ordre en el que s'ha escrit la matriu  $[C]$  els multiplicadors de Lagrange corresponen, en mòdul, a la força horitzontal d'enllaç al turmell ( $\lambda_1$ ), força vertical d'enllaç al turmell ( $\lambda_2$ ), força horitzontal d'enllaç al genoll ( $\lambda_3$ ) i força vertical d'enllaç al genoll ( $\lambda_4$ ).



#### 4.2.2. Forces generalitzades associades a les forces d'inèrcia de D'Alembert

Les forces generalitzades associades a les forces d'inèrcia de D'Alembert per a cada coordenada generalitzada  $\mathcal{F}_i^*$  són les que corresponen als dos primers termes de l'equació (4.2) canviats de signe:

$$\mathcal{F}_i^* = - \left\{ \frac{d}{dt} \frac{\partial T}{\partial \dot{q}_i} - \frac{\partial T}{\partial q_i} \right\} \quad (4.7)$$

Aquests termes s'obtenen a partir de l'expressió de l'energia cinètica  $T$ . Per al model considerat, l'energia cinètica és la suma de l'energia de translació i l'energia de rotació de cada sòlid:

$$T = \frac{1}{2} m_f (\dot{x}_f^2 + \dot{y}_f^2) + \frac{1}{2} I_{Gf} \dot{\theta}_f^2 + \frac{1}{2} m_s (\dot{x}_s^2 + \dot{y}_s^2) + \frac{1}{2} I_{Gs} \dot{\theta}_s^2 + \frac{1}{2} m_t (\dot{x}_t^2 + \dot{y}_t^2) + \frac{1}{2} I_{Gt} \dot{\theta}_t^2 \quad (4.8)$$

L'energia cinètica es pot expressar com a forma quadràtica del vector de velocitats generalitzades:

$$T = \frac{1}{2} \{\dot{q}\}^T [M] \{\dot{q}\} \quad (4.9)$$

on  $[M]$  és la matriu d'inèrcia i, per al sistema considerat, és:

$$[M] = \begin{bmatrix} m_f & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & m_f & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & I_{Gf} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & m_s & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & m_s & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & I_{Gs} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & m_t & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & m_t & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & I_{Gt} \end{bmatrix} \quad (4.10)$$

Donat que la matriu d'inèrcia  $[M]$  -i per tant l'energia cinètica- no depèn de la configuració del sistema, únicament el primer sumant de l'equació (4.7) intervé en el valor de la força generalitzada associada a les forces d'inèrcia de D'Alembert. D'aquesta forma, tots els termes que corresponen a les diferents coordenades generalitzades usades es poden agrupar de forma matricial mitjançant la matriu d'inèrcia:

$$\left\{ \frac{d}{dt} \frac{\partial T}{\partial \dot{q}} \right\} = [M] \{\ddot{q}\} \quad (4.11)$$

Aleshores, les forces generalitzades associades a les forces d'inèrcia de D'Alembert són, en forma matricial:

$$\{\mathcal{F}^*\} = -[M]\{\ddot{q}\} \quad (4.12)$$

### 4.2.3. Forces generalitzades associades a les forces conservatives

Les forces generalitzades associades a les forces conservatives  $F_{cons_i}^*$  s'obtenen a partir de l'expressió de l'energia potencial mitjançant el tercer terme de l'equació (4.2):

$$F_{cons_i}^* = -\frac{\partial U}{\partial q_i} \quad (4.13)$$

Per al sistema considerat, al no existir cap element elàstic, l'expressió de l'energia potencial s'obté íntegrament de l'energia potencial gravitatòria:

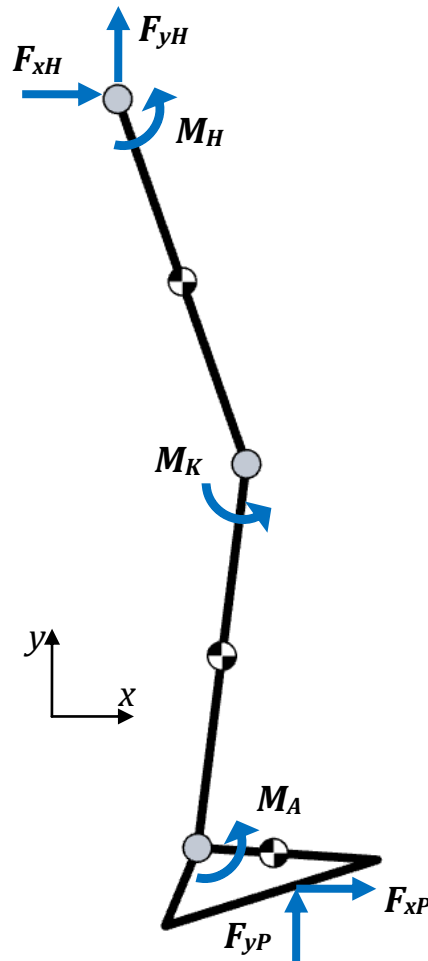
$$U = m_f g y_f + m_s g y_s + m_t g y_t \quad (4.14)$$

Aleshores, les forces generalitzades associades a les forces conservatives es poden agrupar, en forma de vector:

$$\{F_{cons}^*\} = -\{u\} = - \left\{ \begin{array}{c} 0 \\ m_f g \\ 0 \\ 0 \\ m_s g \\ 0 \\ 0 \\ m_t g \\ 0 \end{array} \right\} \quad (4.15)$$

#### 4.2.4. Forces generalitzades associades a les forces no conservatives

Les forces generalitzades associades a les forces no conservatives  $F_{no.cons}^*$  s'obtenen a partir del moviment virtual que correspon a cada coordenada generalitzada que s'ha definit. En el sistema que s'estudia, les forces no conservatives són les que corresponen al contacte peu-terra i les aplicades al maluc, a més dels parells interns aplicats a cada articulació per part de la musculatura (Figura 4.4).

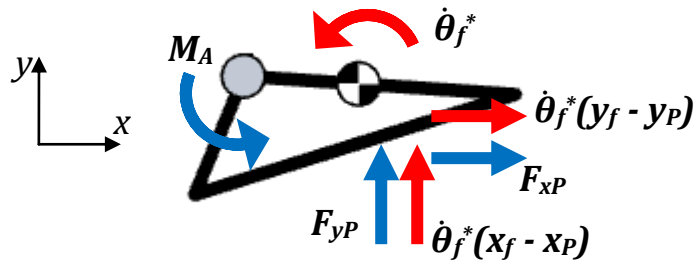


**Figura 4.4.** Forces no conservatives aplicades sobre el model biomecànic. Els moments representats a la figura corresponen a l'acció sobre el segment distal, que es pren com a positiu. Els subíndex fan referència a la coordenada i al punt d'aplicació: P=contacte peu-terra, A=ankle, K=knee, H=hip.

Com a exemple, la força generalitzada que correspon a la variació d'orientació del peu  $\theta_f$  s'obté a través de la potència associada al moviment virtual  $\dot{\theta}_f^*$ , fixant les altres coordenades a zero (Figura 4.5):

$$\dot{W}_{\theta_f}^* = M_A \dot{\theta}_f^* + F_{xP}(y_f - y_P) \dot{\theta}_f^* + F_{yP}(x_P - x_f) \dot{\theta}_f^* \quad (4.16)$$

$$\dot{W}_{\theta_f}^* = (M_A + F_{xP}(y_f - y_P) + F_{yP}(x_P - x_f)) \dot{\theta}_f^* \quad (4.17)$$



**Figura 4.5.** Esquema usat per al càlcul de la força generalitzada associada al moviment  $\dot{\theta}_f^*$ . En blau es poden veure les forces i moments i en vermell les velocitats virtuals dels punts on s'apliquen les forces.

Tenint en compte que la coordenada  $y$  del COP és sempre nul·la per al sistema de coordenades definit, la força generalitzada per al moviment  $\dot{\theta}_f^*$  és:

$$F_{\dot{\theta}_f^*} = M_A + F_{xP}y_f + F_{yP}(x_P - x_f) \quad (4.18)$$

De forma anàloga, es poden calcular les forces generalitzades corresponents a les altres coordenades i s'obté el vector de forces generalitzades associades a les forces no conservatives:

$$\{F_{no.cons}^*\} = \left\{ \begin{array}{c} F_{xP} \\ F_{yP} \\ M_A + F_{xP}y_f + F_{yP}(x_P - x_f) \\ 0 \\ 0 \\ M_K - M_A \\ F_{xH} \\ F_{yH} \\ -M_K + M_H + F_{xH}r_t \sin(\theta_t) + F_{yH}r_t \cos(\theta_t) \end{array} \right\} \quad (4.19)$$

### 4.2.5. Equacions del moviment

Un cop realitzats tots els càlculs, l'equació (4.2) es pot escriure com:

$$[M]\{\ddot{q}\} + \{u\} + [C]^T \{\lambda\} = \{F_{no.cons}^*\} \quad (4.20)$$

on  $[M]$  és la matriu d'inèrcia (4.10),  $\{\ddot{q}\}$  és el vector d'acceleracions,  $\{u\}$  és el vector de forces generalitzades associades a les forces conservatives canviat de signe (4.15),  $[C]$  és la matriu de coeficients de les equacions d'enllaç cinemàtic (4.5),  $\{\lambda\}$  és el vector de multiplicadors de Lagrange i  $\{F_{no.cons}^*\}$  és el vector de forces generalitzades associades a les forces no conservatives (4.19).

Les incògnites que cal trobar són els multiplicadors de Lagrange  $\lambda_i$ , els parells aplicats al turmell  $M_A$ , genoll  $M_K$  i maluc  $M_H$ ; i les forces aplicades al maluc  $F_{xH}$  i  $F_{yH}$ . Dites incògnites es troben en el vector de multiplicadors de Lagrange i en alguns termes del vector de forces generalitzades associades a forces no conservatives.

Per a la resolució del sistema, es desenvolupa l'equació (4.20) de forma genèrica per tal d'obtenir una expressió del tipus:

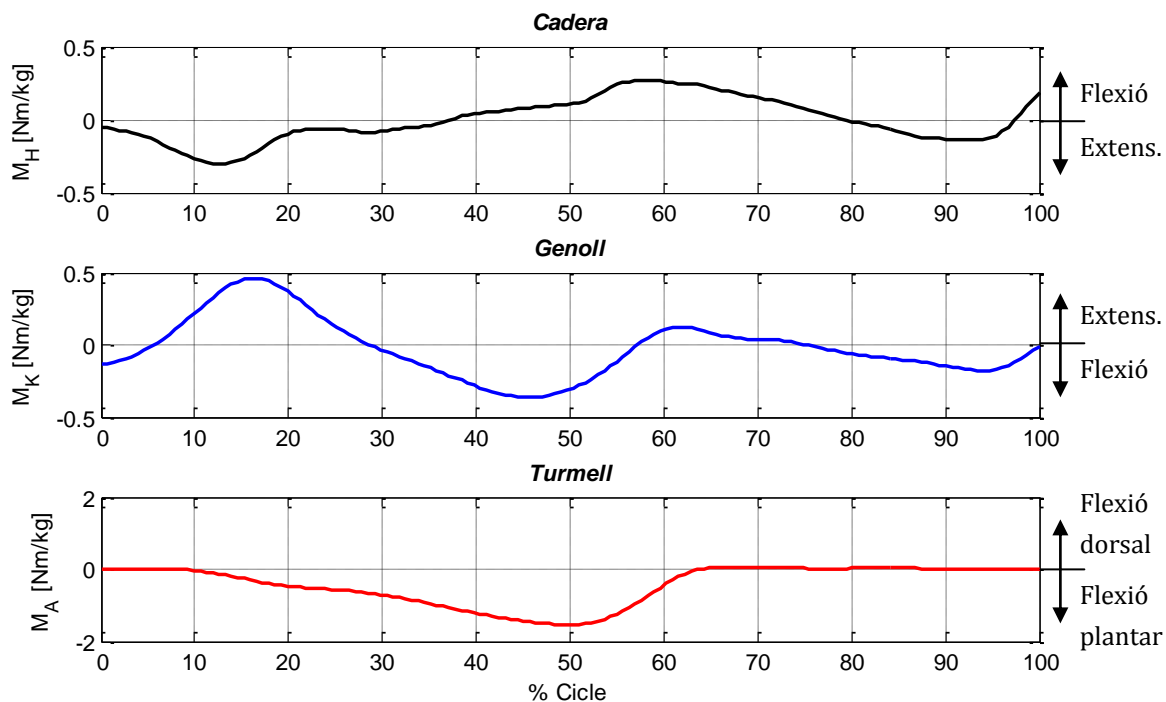
$$\{x\} = [A]^{-1} \{b\} \quad (4.21)$$

on  $\{x\}$  és el vector d'incògnites. Aquest nou sistema d'equacions es resol per a cada frame del moviment capturat. Tot aquest procediment, així com el tractament de dades, es realitza amb un algoritme programat amb el software MATLAB® que es pot trobar a l'Annex B.2. D'aquesta forma, s'aconsegueix tenir el valor de les variables desconegudes en format digital.

## 4.3. Resultats dinàmics

Els resultats més interessants de l'anàlisi dinàmica inversa per al dimensionament de l'ortesi són els parells articulars que es necessiten per seguir el patró de marxa capturat. Això es degut a que les forces d'enllaç entre els diferents sòlids les poden realitzar les pròpies articulacions sense necessitat de la musculatura, mentre que el parell articular és l'esforç resultant dels músculs. Les ortesis actives, per tant, s'encarreguen de realitzar o complementar aquest parell que el subjecte és incapaç de fer en la seva totalitat degut a la patologia que pateix. Si bé es cert que les articulacions de les ortesis reben certa part de les forces d'enllaç, el seu valor és menys significatiu ja que al estar en paral·lel amb la cama, es reparteix entre ambdós i no és un esforç crític per al seu dimensionament.

A continuació es presenta l'evolució temporal dels parells articulars necessaris al maluc, genoll i turmell per a una marxa normal (*Figura 4.6*). Es presenten en forma específica, és a dir, parell dividit per la massa del subjecte de la captura. D'aquesta forma es poden comparar amb els resultats que es troben a la literatura.



**Figura 4.6.** Parells articulars específics obtinguts amb la resolució del problema de dinàmica inversa.

Es pot comprovar que els resultats obtinguts són semblants als obtinguts per Winter [4] i Vaughan [52] en els seus estudis, valors que es solen prendre com a referència (*Annex B.3*). Així doncs, es pot donar com a vàlida la captura realitzada al Laboratori de Biomecànica de l'ETSEIB tant a nivell cinemàtic com a nivell dinàmic.

## 5. DISSENY MECÀNIC

En aquest capítol s'explica el disseny mecànic de l'ortesi activa. En primer lloc, cal conèixer com és el primer prototip d'ortesi activa que es va dissenyar al Departament d'Enginyeria Mecànica de l'ETSEIB ja que es pren com a base. Per això, s'explica la solució constructiva per la que es va optar així com el seu mode de funcionament.

Tot seguit es justifiquen els canvis que es realitzen. Bàsicament, es tracta d'un disseny més robust i que ocupa menys espai lateralment gràcies a que el motor es col·loca paral·lel al fèmur. També es descriuen les prestacions de la nova ortesi. Un dels aspectes clau del nou disseny és el canvi d'orientació del motor. Per això, es fa una comparativa de les diferents opcions considerades per aconseguir aquest canvi d'orientació i es justifica l'elecció final: engranatges cònics amb relació 1:1. L'actuador usat està format per un motor elèctric DC acoblat a un reductor d'engranatges epicicloïdals, que es dimensiona per què sigui capaç de donar les prestacions desitjades.

Finalment, es descriu la solució constructiva per la que s'ha optat i, en forma d'annex (*Annex C*), s'adjunten els càlculs dels engranatges, de les diferents peces que formen el prototip i de les unions. Cal dir que s'explica el disseny de l'ortesi corresponent a la cama esquerra. La que correspon a la cama dreta és un disseny simètric.

### 5.1. Primer prototip

El primer prototip d'ortesi activa que es va construir al Departament d'Enginyeria Mecànica de l'ETSEIB és una ortesi activa tipus SCKAFO [53]. Es tracta d'una ortesi que controla el moviment del genoll i el turmell i que bloqueja l'articulació del genoll durant la fase de recolzament. El moviment del turmell es regula de forma passiva, mentre que l'actuació sobre el genoll es fa mitjançant la combinació d'un motor elèctric DC i un sistema de bloqueig comercial.

El mòdul del turmell es basa en una ortesi comercial tipus AFO (*Figura 5.1*). Aquesta ortesi està formada per dues barres d'alumini que es fixen a la cama amb l'ajuda d'uns anells metàl·lics i d'unes cintes de velcro, i una plantilla per suportar el peu articulada amb les barres a l'alçada del turmell, anomenada articulació de tipus Klenzak. Es tracta d'una articulació que incorpora una molla lineal que s'oposa al moviment de flexió plantar. La flexió dorsal, a més, queda limitada per forma a un màxim de 20° respecte a la perpendicular de les barres. Amb aquest sistema, tot i que no s'actua sobre l'articulació del turmell, s'assegura que els pacients que la duen no arrossequin el peu. L'ortesi comercial tipus AFO s'ha adaptat per incorporar-hi un encoder a l'articulació del turmell que s'utilitza en el sistema de control.

Unes barres de titani (tutors), s'uneixen a les que incorpora l'ortesi comercial AFO de forma que arriben fins a l'articulació del genoll. Es tracta d'un disseny modular, doncs la longitud total es pot regular en funció de la posició en la que es fixen les barres de titani ja que es disposa de diversos forats. En el genoll, per la banda interior de la cama es col·loca un sistema de bloqueig comercial Neurotronic de la companyia Fior&Gentz® (*Figura 5.1*). Aquest sistema permet bloquejar l'articulació a l'angle que es desitgi (amb una certa variació ja que es tracta d'un sistema discret), tant de forma automàtica com de forma manual gràcies a un comandament a distància. La idea és que durant la marxa el bloqueig es realitzi de forma automàtica amb els senyals de control i, en altres tipus de moviments com pot ser asseure's, el pacient ho faci de forma manual.

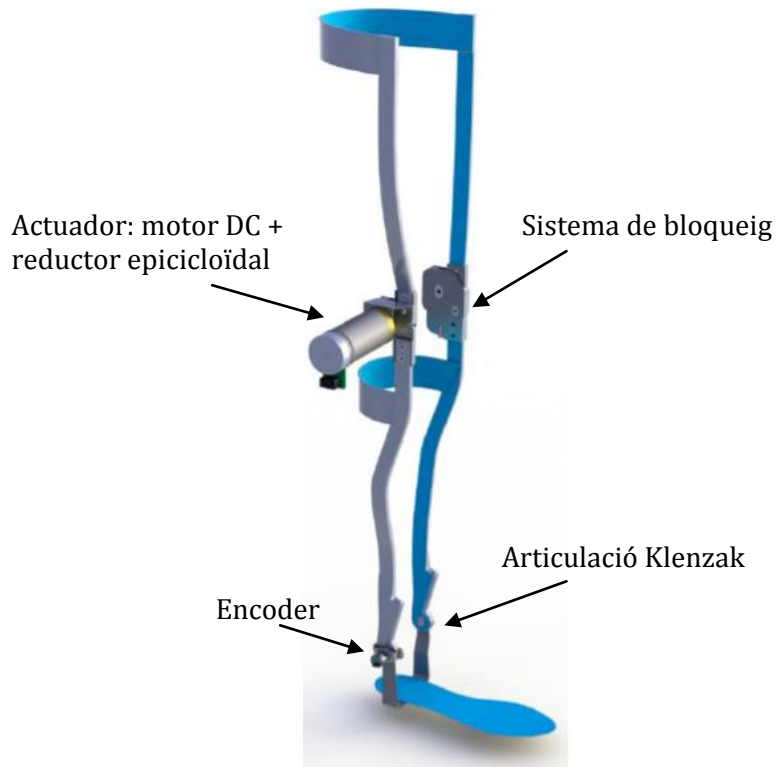


**Figura 5.1.** Esquerra: Ortesi comercial AFO usada en el primer prototip. Centre: Sistema de bloqueig Fior&Gentz Neurotronic ([www.fior-gentz.de](http://www.fior-gentz.de)). Dreta: Motor elèctric DC usat en el primer prototip ([www.maxonmotor.es](http://www.maxonmotor.es)).

A la banda exterior de la cama s'hi troba el sistema d'actuació del genoll. Es tracta d'un motor elèctric DC (*Figura 5.1*) de tipus rotatiu que s'encarrega de realitzar tant el moviment de flexió com el d'extensió de la cama durant la fase de balanceig del cicle de la marxa. El motor porta incorporat un reductor d'engrenatges epicicloïdals i va muntat sobre el mòdul del genoll que s'uneix als tutors de titani. L'estator es troba fix a la cuixa mentre que el rotor és fix a la cama i les dues parts s'articulen mitjançant coixinets de fricció de bronze. De l'articulació del genoll, tant de la part del motor com de la part del bloqueig, també pugen uns tutors de titani que ajuden a fixar l'ortesi a la cuixa amb uns anells d'alumini i unes cintes de velcro.

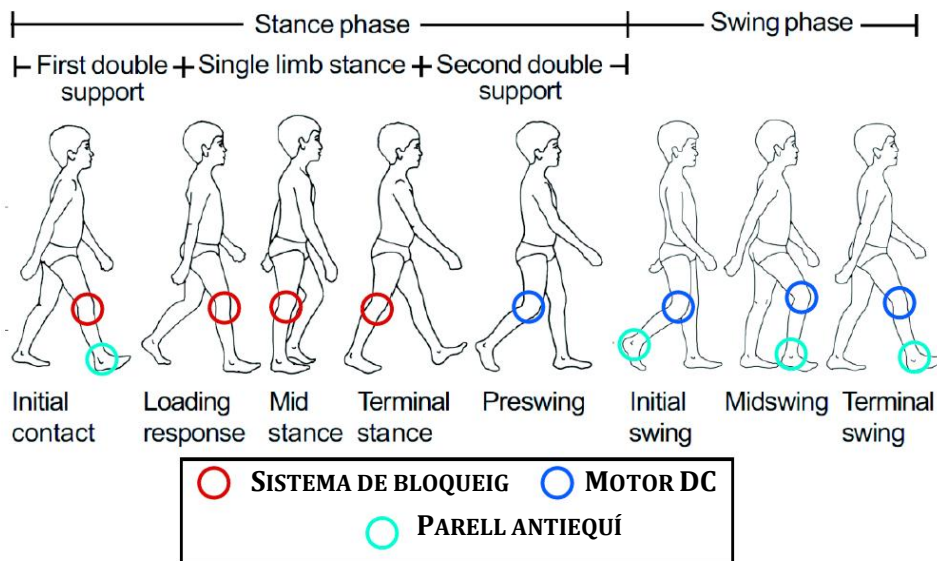
Tot el sistema descrit incorpora un conjunt de sensors utilitzats pel sistema de control. A la planta del peu hi ha una plantilla que consta de tres sensors plantars, que indiquen si el peu es troba o no en contacte amb el terra. Al turmell hi ha un encoder amb el que es pot conèixer l'angle girat pel turmell. El motor DC usat també incorpora un encoder en el seu eix de gir per mesurar l'angle relatiu girat per l'articulació del genoll. Aquest s'utilitza per controlar el motor. A més, s'inclou un giroscopi per conèixer l'angle girat pel maluc. A la *Figura 5.2* es pot veure un ensamblatge del primer prototip d'ortesi construïda al Departament d'Enginyeria Mecànica de l'ETSEIB. Tot el sistema es troba alimentat mitjançant conjunt de bateries que es col·loquen sobre l'usuari amb l'ajuda d'un cinturó.





**Figura 5.2.** Imatge renderitzada del CAD del primer prototip d'ortesi activa on es poden veure els elements més característics.

El funcionament del dispositiu al llarg de les diferents etapes del cicle de la marxa es pot veure esquematitzat a la *Figura 5.3*. En ell, es mostra en quins instants del cicle actua el sistema de bloqueig (0-50%), en quins ho fa el motor elèctric (50-100%) i en quins el pacient rep un parell que impedeix la flexió plantar excessiva, conegut com parell antiequí.



**Figura 5.3.** Esquema del funcionament del primer prototip d'ortesi activa.

## 5.2. Segon prototip

Un cop comparat el primer prototip amb altres ortesis actives que es poden trobar a la literatura, es decideix mantenir algun dels aspectes en la realització del segon prototip. En primer lloc, es manté el sistema passiu d'actuació sobre el turmell, l'articulació tipus Klenzak del sistema AFO usat. A més, es dona com a bona l'estructura que formen els tutors de titani units a l'usuari per mitjà dels anells metàl·lics i les cintes de velcro així com el sistema de sensorització usat i el sistema d'alimentació.

Per tant, el que es vol és redissenyar el mòdul del genoll. Es vol orientar el sistema d'actuació instal·lat d'una forma alternativa per tal que no sobresurti tant pel costat. D'aquesta forma, la persona que duu l'ortesi no es troba amb tanta limitació al passar per llocs de certa amplada. A més, com que els pacients utilitzen croses per a caminar amb l'ortesi i en centres de rehabilitació utilitzen barres per aprendre a caminar amb la tecnologia descrita, no és bo que el motor surti molt lateralment. En quan al sistema d'actuació, es continua optant per un motor elèctric DC amb un reductor d'engranatges epicicloïdals combinat amb el sistema de bloqueig. Això permet poder usar un motor amb una potència menor.

En definitiva, es manté la idea d'ortesi activa tipus SCKAFO del primer prototip però amb el sistema d'actuació en una orientació diferent. El disseny del primer prototip va ser més conceptual, pensant en com funcionaria el mecanisme, i no es van realitzar càlculs molt exhaustius de les peces. Un tècnic ortopeda, al veure el disseny, va opinar que semblava poc robust. En aquest segon disseny es vol realitzar un càlcul més acurat per a que el disseny sigui prou resistent seguint el consell del tècnic ortopeda.

A continuació es descriuen les prestacions del mòdul que es dissenya. Així mateix, es planteja quina orientació alternativa és la més idònia per al dispositiu i de quina manera aconseguir-la. Finalment, es dimensiona l'actuador necessari al mòdul del genoll i es descriu la solució constructiva per la que s'ha optat.

### 5.2.1. Prestacions

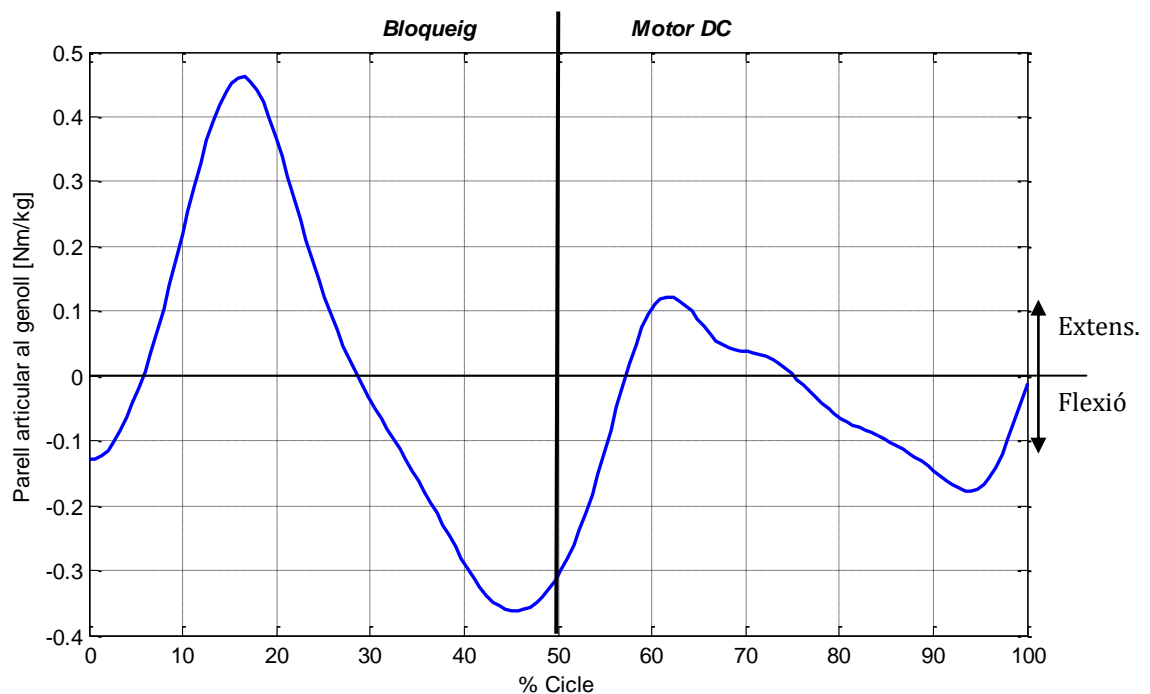
Les prestacions que cal conèixer són, bàsicament, el parell que cal que entregui l'actuació al llarg d'un cicle de funcionament. Tot i que els pacients que duren l'ortesi no seguiran un patró de marxa normal, Kao et. al [54] van mostrar a través d'experiments amb una ortesi activa que el patró de parell articular al turmell es manté invariant quan es camina amb un dispositiu exosquelètic. Per això, en aquest projecte, per fer el dimensionament de les peces es fa la hipòtesi que el parell articular es manté invariant i és el trobat amb l'anàlisi dinàmica inversa (*Capítol 4*). Tot i que no es considera l'inèrcia de l'ortesi, es tracta d'una hipòtesi conservadora ja que el moviment que governa el motor (balanceig de la cama) és més lent i les acceleracions implicades són menors i, a més, el pacient ajuda en la mesura que pot al moviment del motor. A la *Figura 5.4* es pot veure l'evolució temporal, en

funció del percentatge de cicle transcorregut, del parell articular específic necessari al genoll segons els resultats obtinguts amb els càlculs realitzats al *Capítol 4*.

Un altre aspecte clau és la potència mecànica necessària, que intervé per al dimensionament de l'actuació. La potència mecànica al genoll es calcula com:

$$P = -\Gamma_M \dot{\theta}_K \quad (5.1)$$

on  $\Gamma_M$  és el parell aplicat pel motor i  $\dot{\theta}_K$  la velocitat angular relativa de l'articulació del genoll. El signe negatiu és pel fet que el parell al genoll i l'angle relatiu de l'articulació estan definits en sentit contrari. La cinemàtica dels pacients que duren l'ortesi es desconeix i s'usa la cinemàtica captada al laboratori corresponent a la marxa d'una persona sana.

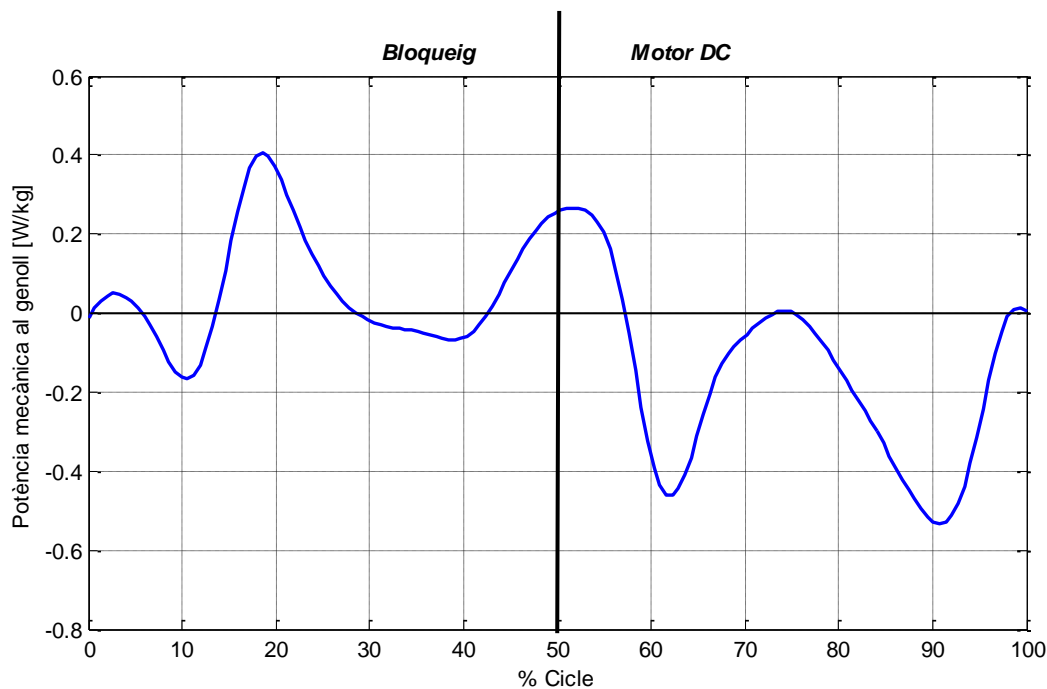


**Figura 5.4.** Parell articular del genoll en funció del percentatge de cicle transcorregut. Durant la primera meitat del cicle és el sistema de bloqueig qui realitza el parell mentre que en la segona part és el motor DC.

Es considera que aquest és un cas conservador, ja que la marxa normal és més ràpida que la patològica i implica una potència major. Amb això s'introdueix un factor de seguretat que assegura que el motor té capacitat per a cobrir pics de potència durant el funcionament de l'ortesi. A la *Figura 5.5* es pot veure l'evolució temporal de la potència mecànica específica necessària en funció del percentatge de cicle transcorregut, usant la cinemàtica de la marxa d'una persona sana.

Cal recordar que el motor només actua durant el 50% del cicle (balanceig de la cama), de l'altra meitat se n'encarrega el sistema de bloqueig que no fa cap aportació energètica. Així doncs, les prestacions bàsiques del mòdul del genoll dissenyat són:

- Parell màxim de 0,46 Nm/kg (extensió) durant la fase de recolzament
- Parell màxim de 0,3 Nm/kg (flexió) durant la fase de balanceig
- Potència màxima de -0,5 W/kg



**Figura 5.5.** Evolució temporal de la potència mecànica necessària a l'articulació del genoll.

Es pot veure que la potència màxima correspon a un valor negatiu. Això no influeix en el dimensionament del motor ja que aquest actua tant per a aportar potència com per a dissipar-ne i per tant interessa el valor absolut màxim.

### 5.2.2. Orientació alternativa del motor DC

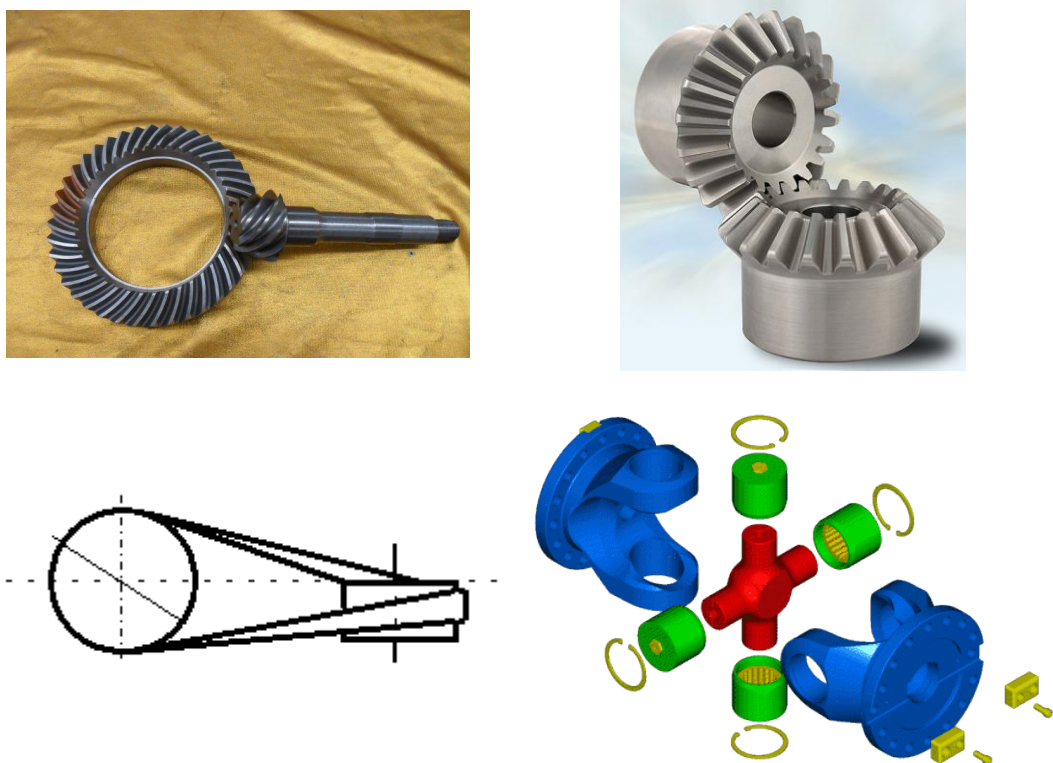
Per a l'orientació alternativa del sistema d'actuació, en primera instància, es consideren dues possibilitats: girar el motor 90° de forma que l'estator quedi paral·lel al fèmur o girar el motor 180° de forma que l'estator quedi a la part posterior de la cama. Aquesta segona opció es descarta degut al fet que suposaria un impediment en certs moviments com a l'hora d'asseure's. Es decideix, per tant, girar el motor 90°.

Per a aquesta rotació es necessita un sistema de transmissió que canviï la direcció de l'eix 90° amb una relació de transmissió 1:1, ja que la reducció desitjada ja s'aconsegueix amb el tren d'engranatges epicicloïdals incorporat al motor. Es consideren diferents opcions com són els

engranatges hiperbòlics, els engranatges cònics, la transmissió per corretja semicreuada i les juntes cardan.

Els engranatges hiperbòlics són engranatges els axoides dels quals sobre eixos encreuats són hiperboloides de revolució que es toquen al llarg d'una generatriu [55]. El seu funcionament és suau i silencios degut a la inclinació de les dents, però tenen un rendiment baix pel lliscament entre les dents al llarg de la generatriu.

Els engranatges cònics permeten transmetre potències importants amb un rendiment elevat. Dins d'aquesta categoria existeixen els engranatges de biaix (*miter gears*) que s'utilitzen per a canviar la direcció de l'eix de transmissió  $90^\circ$  amb una relació de transmissió 1:1. Tenen l'inconvenient que originen components axials sobre els arbres dels dos engranatges i el seu muntatge axial esdevé crític, sobretot per a velocitats molt elevades.



**Figura 5.6.** Sistemes de transmissió considerats. Amunt esquerra: engranatges hiperbòlics. Amunt dreta: engranatges cònics. Abaix esquerra: corretja semicreuada. Abaix dreta: junta cardan.

Les transmissions per corretja permeten la transmissió entre eixos que es troben a una certa distància i amb una certa inclinació. El problema és que si la inclinació és gran, com és el cas que es tracta, petits errors en el muntatge poden fer que la corretja salti. A més, la distància entre els eixos a transmetre ha de ser major que 20 vegades l'amplada de la corretja per permetre el gir de la corretja al tractar-se d'eixos amb una certa inclinació relativa.

Les juntes cardan permeten unir dos eixos que giren en un angle diferent l'un respecte l'altre. L'eix de sortida, però, no gira a una velocitat constant. Es pot aconseguir que l'articulació sigui homocinètica per mitjà de dues juntes cardan sempre que els eixos siguin paral·lels. Per a eixos perpendiculars no es pot garantir que la velocitat de sortida sigui constant i per això es desestima també aquesta opció.

Així doncs, l'opció que es considera més adequada per transmetre el moviment entre dos eixos perpendiculars de forma compacta i amb un rendiment elevat són els engranatges cònics. Donat que la velocitat de gir del sistema no és molt elevada el muntatge axial no esdevé un factor molt crític. L'ús estès d'aquest sistema de transmissió fa que sigui relativament fàcil trobar sistemes comercials d'aquest tipus.

### 5.2.3. Sistema d'actuació

Per dimensionar el sistema d'actuació cal conèixer el parell màxim així com la potència màxima necessaris per part del motor. Aquests valors, extrets dels gràfics de la *Figura 5.4* i la *Figura 5.5*, són de 0,54 W/kg i 0,3 Nm/kg respectivament. Ambdós valors tenen signe negatiu. Pel que fa al parell aquest signe negatiu només indica el sentit d'aplicació, que és de flexió. Pel que fa a la potència, el signe negatiu indica que cal que el motor dissipï energia però, al ser un motor elèctric, consumeix igualment.

L'actuació s'escull per a un pacient amb les mateixes característiques que el subjecte del que s'ha fet la captura, això és una massa de 81 kg. Per tant, el parell màxim és de 24,3 Nm i la potència mecànica màxima és de 43,74 W. El valor de la potència s'usa per al dimensionament del motor mentre que amb la relació de transmissió del reductor epicicloïdal escollit es força que el parell nominal que dona el motor es correspongui amb el parell màxim necessari.

Entre el motor DC i l'articulació del genoll s'hi troba una transmissió formada per un tren d'engranatges epicicloïdals i uns engranatges cònics. El reductor epicicloïdal té un rendiment aproximat del 75% mentre que els engranatges cònics tenen un rendiment aproximat del 95%, per tant, el rendiment total  $\eta_T$  de la transmissió és de 71,25%. La potència màxima que cal que entregui el motor es calcula amb l'expressió (5.2) i és de 61,4 W.

$$P_{mot} = \frac{P_{mec}}{\eta_T} \quad (5.2)$$

A més, degut al desconeixement que es té sobre el moviment real dels pacients duent l'ortesi fins que es realitzin anàlisis clíniques, s'usa un motor amb una potència nominal de 70W, de forma que s'introdueix un factor de seguretat extra d'1,15 en quant a la potència nominal. El motor escollit és un motor DC comercial de la marca MAXON MOTOR®. Es tracta del model EC45 flat de 70 W que

incorpora sensors d'efecte Hall per conèixer la velocitat i la posició de l'eix. Aquest dispositiu té un parell nominal (màxim parell en continu) de 130 mNm i va alimentat a 24 V.

Per aconseguir un parell com el que es desitja, de 24,3 Nm, cal incorporar un reductor amb una relació mínima de 186,92. S'escull un reductor epicicloïdal, també de la marca MAXON MOTOR®, amb una relació de transmissió de 186:1. Es tracta d'un reductor epicicloïdal de 4 etapes al que se li acobla el motor. És important mencionar que aquest reductor és capaç de suportar parells en continu de fins a 30 Nm i pics de fins a 45 Nm, a més de les forces axials i radials que apareixen sobre l'eix pel fet d'incorporar engranatges cònics.

Amb la relació de transmissió escollida, per entregar un parell de 24,3 Nm es requereix un parell per part del motor de 130,65 mNm. Aquest parell és lleugerament superior al nominal però, donat que es necessita durant un interval de temps petit no suposa cap problema per al motor que, fins i tot, per a intervals de temps petits pot aplicar parells superiors.

En resum, el sistema d'actuació usat està format per un motor elèctric DC amb una potència nominal de 70 W al que se li acobla un reductor epicicloïdal de tres etapes amb una relació de transmissió 186:1 que pot suportar un parell màxim, en continu, de 30 Nm. Ambdós són de la marca MAXON MOTOR® i a l'Annex E s'hi poden trobar les seves especificacions tècniques.

#### 5.2.4. Solució constructiva

El sistema considerat és un prototip. Això implica una fabricació unitària, el que condiciona el mètode de fabricació utilitzat. Per a que sigui rentable no es poden usar mètodes pensats per a la fabricació en sèrie com és el cas de l'emmotllament. Cal, doncs, que les peces que no siguin comprades es fabriquin amb mètodes d'arrencament de ferritja i s'uneixin amb soldadures, unions cargolades o mètodes semblants.

El mòdul del genoll que es dissenya està format per una part que es fixa a la cama i una part que es fixa a la cuixa. Les dues parts van articulades entre si mitjançant un coixinet de fricció de bronze. El motor, juntament amb el reductor, es troba a la part que va fixa a la cuixa i col·locat de forma paral·lela al fèmur. Uns engranatges cònics amb relació de transmissió 1:1 canvien la direcció del moviment 90° per a una correcta articulació amb el genoll.

La part que va fixa a la cuixa està formada per dues peces: el suport de la cuixa i el suport motor. El suport de la cuixa es fixa al tutor on recolza la cuixa del pacient i és on s'incorpora el coixinet de fricció per tal que hi hagi articulació entre les diferents parts. El suport del motor s'uneix a l'altre suport mitjançant tres cargols M4 i el motor es recolza sobre aquest amb una orientació paral·lela al fèmur. El conjunt motor-reductor s'uneix a dit suport mitjançant quatre cargols M5. Tant el suport de la cuixa com el suport motor es mecanitzen a partir d'un bloc d'alumini 2011 amb un tractament

tèrmic T3: solubilització, tremp, deformació en fred i maduració natural. Aquest tipus d'alumini té una molt bona relació resistència mecànica-pes, que prima en el disseny d'ortesis.

La part que va fixa a la cama consta de dues peces unides: l'eix de l'articulació i el suport de la cama. L'eix de l'articulació és el que gira dintre del coixinet de fricció i transmet el moviment de l'eix del motor per tal d'aconseguir el gir del genoll. Aquesta peça es fabrica, mecanitzada, en acer inoxidable per assegurar un bon lliscament amb el coixinet i evitar possibles problemes de corrosió. S'utilitza l'acer inoxidable X20Cr13 pel seu preu més raonable ja que els esforços als que es troba sotmesa la peça no són gaire crítics. L'eix de l'articulació s'uneix al suport de la cama que es fixa al tutor on recolza la cama del pacient. Aquesta peça es mecanitza a partir d'un bloc d'alumini 2011 T3 per assegurar una bona resistència amb un pes baix. S'ha optat per fer la part fixa a la cama en dues peces degut a la forma complexa que tindria si es fes d'una única, el que implicaria dificultats extra en la mecanització i un preu més elevat. La unió entre les dues peces es fa amb tres cargols M4 i s'incorporen dos passadors cilíndrics d'1,5 mm de diàmetre per fixar el possible moviment relatiu.

La fixació de l'eix de l'articulació respecte al suport de la cuixa en direcció longitudinal es fa per forma en un sentit i amb un circlip en l'altre sentit. El circlip, però, s'incorpora simplement per seguretat ja que els engranatges cònics realitzen una força axial que assegura que sigui la fixació per forma la que impedeix el desplaçament longitudinal de l'eix.

El coixinet de bronze usat és comercial. Es tracta d'un coixinet de bronze SELFOIL® sinteritzat. Els engranatges usats també són comercials i estan fabricats per ENGRANATGES MIRALLES en acer C45. Per evitar problemes de corrosió, abans de ser muntats es sotmeten a un pavonat, un tractament superficial que evita l'oxidació de l'acer. L'engrenatge fix a l'eix del reductor transmet el moviment mitjançant una xaveta i la seva posició en la direcció longitudinal de l'eix es fixa amb un cargol de pressió M6. L'engrenatge fix a l'eix de l'articulació del genoll transmet el moviment a través d'un rosari de sis cargols M4. Per tal de regular la seva posició en la direcció longitudinal i assegurar una bona posició relativa entre els engranatges, s'incorporen unes cales de regulació de 0,1 mm d'espessor que s'obtenen a partir d'una xapa amb tall per làser. Afegint o traient cales es pot portar l'engrenatge a la posició desitjada.

Es vol que el mecanisme dissenyat tingui una vida de  $7,3 \cdot 10^5$  cicles, el que correspon a unes 1200 hores de funcionament. Aquest és l'ús de l'ortesi activa durant 10 anys considerant que els pacients caminen 4 vegades més lents durant 15 minuts al dia (sessions de rehabilitació de 30 minuts en la que es camina a intervals de 5 minuts i es descansen 5 minuts).

Es tracta d'una solució compacta i robusta amb un pes d'1,77kg. El conjunt de l'ortesi té un pes total de 3,17 kg. La massa de la part de l'ortesi que va fixa a la cama i que el motor ha de moure durant la fase de balanceig és d'1,40 kg. És un valor bastant reduït tenint en compte que no s'han utilitzat materials com pot ser la fibra de carboni, amb una relació específica resistència-pes major però un

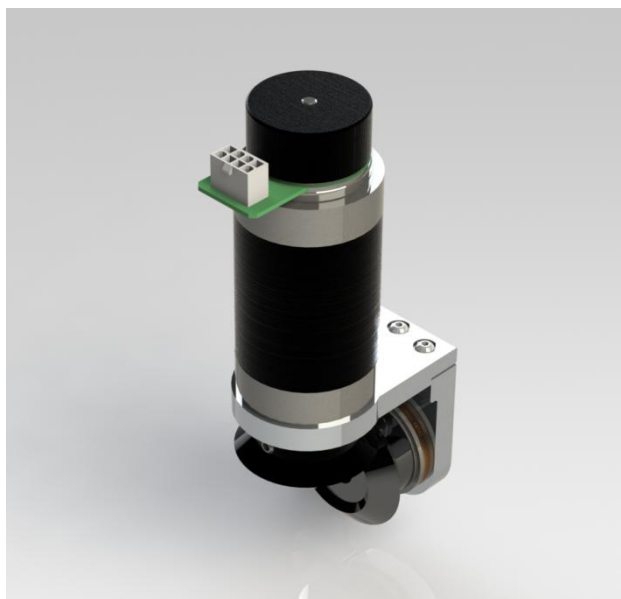


preu molt més elevat. A la *Taula 5.1* es pot trobar un desglossament del pes de l'ortesi. Amb aquest disseny s'ha reduït la distància que surt lateralment l'actuació en un 40,95%, de 135,30 mm en el primer prototip a 79,90 mm en aquest segon.

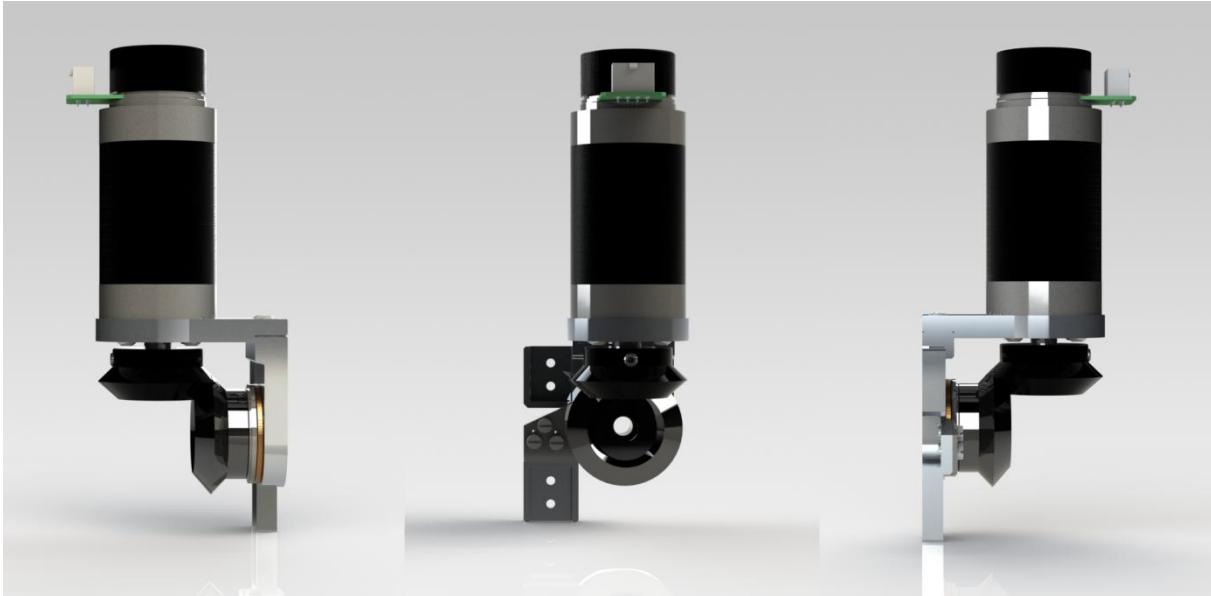
Component	Material	Pes [g]
Motor	-	141
Reductor	-	920
Suport motor	Al2011	76
Suport caixa	Al2011	60
Eix articulació	X20Cr13	91
Suport cama	Al2011	18
Engranatges	C45	440
Altres (coixinet, cargols,...)	-	64
<b>SUBTOTAL MÒDUL GENOLL</b>	-	<b>1.771</b>
Sistema de bloqueig	Acer inoxidable	400
Tutors + suports	Titani i alumini	480
AFO usada	-	406
Altres (cargols,...)	-	10
Encoder	-	60
<b>TOTAL</b>		<b>3.166</b>

**Taula 5.1.** Pes dels diferents elements de l'ortesi dissenyada.

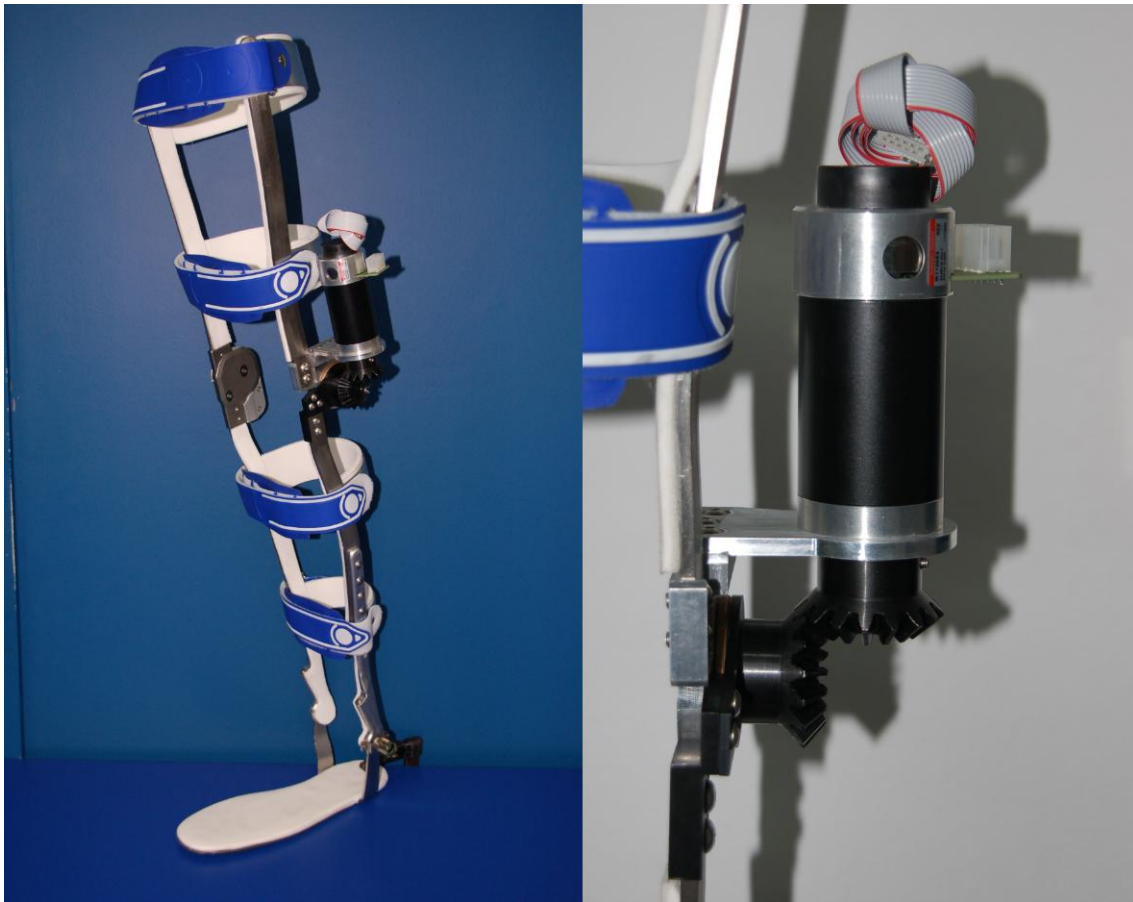
A continuació es pot veure una imatge renderitzada del CAD del mòdul del genoll corresponent a la cama esquerra així com una imatge real del sistema construït i muntat sobre els tutors de l'ortesi de la cama esquerra. Els plànols es poden trobar a l'*Annex F*. El mòdul corresponent a la cama dreta és simètric.



**Figura 5.7.** Imatge renderitzada del CAD del disseny en vista isomètrica.



**Figura 5.8.** Diferents vistes del CAD del disseny renderitzat.



**Figura 5.9.** Segon prototip d'ortesi activa construït en el Departament de Mecànica de l'ETSEIB. Esquerre: ortesi sencera. Dreta: vista en detall del mòdul del genoll.

## 6. ANÀLISI DE VIABILITAT

Un cop dissenyada l'ortesi, es fa l'anàlisi de viabilitat en el cas que es realitzés una construcció seriada. Per que un projecte sigui viable cal que compleixi 4 requisits: viabilitat tècnica, viabilitat social, viabilitat econòmica i viabilitat ambiental. Amb el prototip que s'ha realitzat i construït en el Departament d'Enginyeria Mecànica de l'ETSEIB hom s'assegura la viabilitat tècnica de la solució per la que s'ha optat.

Es vol comprovar, per tant, que es tracta d'un projecte que també és viable social, econòmica i ambientalment. Per comprovar que es tracta d'una solució viable socialment, es fa una estimació de l'impacte social que tindria l'ortesi si es comercialitzés a Espanya, és a dir, quantes unitats es podrien vendre i quines avantatges aportarien.

Posteriorment, es fa una avaluació econòmica en la que es quantifiquen els costos de dur a terme el disseny i construcció del prototip, i es fa una estimació dels costos que tindria una producció seriada. Un cop coneguts els costos i els clients potencials, gràcies a l'avaluació social, es fa un anàlisi de rentabilitat considerant que la venda comença al 2013 i que el projecte dura 7 anys.

Finalment, es fa un breu estudi sobre l'impacte ambiental. En ell es justifica un ús racional dels recursos tant en la fase de disseny com en la de construcció, i s'explica el tractament dels residus que es poden generar.

### 6.1. Avaluació de l'impacte social

Es vol analitzar l'impacte social que tindria l'ortesi si estigués a la venda a l'estat espanyol. El primer que cal conèixer és el nombre de persones que hi ha amb una lesió medul·lar per a la que el dispositiu exosquelètic dissenyat pugui ser beneficiós.

Segons les dades de l'INE (*Instituto Nacional de Estadística*), al 2008 hi havia un total de 108.300 persones amb una lesió medul·lar a Espanya [56]. Per altra banda, estudis han trobat que cada any hi ha un augment net de 1.000 lesionats, la majoria per accident, entre els que el 19% corresponen a una paraplàgia parcial [57]. Es coneix com a paraplàgia parcial aquella lesió -normalment medul·lar- en la que la part inferior del cos no té funcionalitat completa. Cal recordar que la tecnologia dissenyada és útil per a persones amb una lesió medul·lar classificada com a C o D, segons ASIA, a l'alçada de les vèrtebres lumbars i/o sacres. Es fa la hipòtesi que el 50% de les persones que pateixen una paraplegia parcial es podria beneficiar d'aquesta tecnologia, és a dir, un 9,5% de la població total de lesionats medul·lars.

Així doncs, sabent el nombre de lesionats medul·lars al 2008 i una estimació dels nous casos que apareixen cada any, es pot conèixer de forma aproximada el nombre de lesionats medul·lars en l'any en el que es comença a comercialitzar el producte i els 6 anys següents (2013-2019), període de 7 anys en el que es vol fer l'estudi econòmic. A la *Taula 6.1* es pot veure, per als diferents anys, el nombre total de lesionats medul·lars i l'estimació del nombre de lesionats que traurien profit de l'ortesi dissenyada, és a dir, els clients potencials. Aquests s'han calculat com el 9,5% del nombre total de lesionats.

Any	2013	2014	2015	2016	2017	2018	2019
Lesionats medul·lars	113.300	114.300	115.300	116.300	117.300	118.300	119.300
Clients potencials	10.764	10.859	10.953	11.049	11.144	11.239	11.334

**Taula 6.1.** Lesionats medul·lars i nombre de clients potencials al llarg dels 7 anys que es considera que dura el projecte.

El nombre de clients potencials a l'any 2013 és superior a les 10.000 persones i va augmentant cada any. Les avantatges que poden aconseguir els lesionats que comprin l'ortesi són moltes. En primer lloc, molts d'aquests lesionats es mouen en cadira de rodes i, gràcies al dispositiu exosquelètic dissenyat, podrien tornar a sentir el que és estar dret. A més, tot i que de moment no està pensada per a que els que la duen pugin sortir a passejar al carrer, els ajudaria a l'hora de realitzar les tasques de rehabilitació que han de fer diàriament per tal que els músculs no se'ls atrofiïn i reduir l'espasticitat<sup>1</sup> en el cas que existeixi.

Cal afegir que per a poder usar correctament el producte dissenyat, els pacients han d'estar certes hores practicant i entrenant-se, ja que costa acostumar-se a caminar sota l'actuació d'un motor elèctric seguint les comandes enviades pel sistema de control. La marxa la realitzen amb l'ajuda de croses per a mantenir l'equilibri (*Figura 6.1*)



**Figura 6.1.** Pacient provant les ortesis actives dissenyades. A la cama dreta porta l'ortesi corresponent al primer prototip. A la cama esquerra porta l'ortesi corresponent al segon prototip i que és la base d'aquest projecte.

<sup>1</sup> *Espasticitat*: malaltia que reflexa un trastorn motor del sistema nerviós en el que alguns músculs es mantenen permanentment en contracció.

## 6.2. Avaluació econòmica

En primer lloc, es fa una estimació dels costos que ha tingut tant el desenvolupament del projecte com la construcció del prototip. Posteriorment, es realitza una anàlisi de viabilitat econòmica del projecte en el cas que es comercialitzés el producte entre els anys 2013 i 2019 (7 anys). Aquest estudi es fa de forma aproximada per veure simplement que el projecte és viable. Si és volgués fer un estudi per conèixer amb més precisió el benefici que es podria extreure caldria fer un estudi més extens en el que, entre d'altres, s'hauria de dissenyar un procés de producció en sèrie òptim per minimitzar costos.

### 6.2.1. Costos de disseny

En les despeses del disseny cal considerar el hardware i software usat, els sous de l'enginyer industrial mecànic, l'enginyer industrial de control i el fisioterapeuta necessaris per al desenvolupament del prototip; i el cost horari del laboratori de biomecànica, necessari tant per prendre les mesures com per fer les proves a posteriori. També cal incloure la fabricació del prototip, amb un sobrecost degut als canvis que cal fer per acabar de posar apunt tot el mecanisme.

El hardware utilitzat està format bàsicament pels ordinadors necessaris. Es considera que aquests ordinadors tenen una vida útil de 5 anys i, per tant, al usar-los només al llarg de 6 mesos només cal considerar un 10% del seu cost. El software utilitzat correspon a les llicències dels diferents programes usats: MATLAB® per a l'anàlisi de dades, SOLIDWORKS® per al disseny CAD i ANSYS® per realitzar l'anàlisi amb el MEF (Mètode dels Elements Finites). Es considera que aquestes llicències s'amortitzen en 10 anys i, per tant, per aquest projecte només cal considerar el 5% del seu cost total.

El disseny del prototip està realitzat per part d'un enginyer industrial mecànic i un enginyer industrial de control. Es considera que ambdós dediquen 540 hores per al seu desenvolupament, temps que porta la realització d'un PFC. En aquestes hores s'hi troba inclòs tant el disseny del prototip, com les proves que cal realitzar amb lesionats medul·lars i les posteriors millores i optimitzacions. També s'inclou el temps necessari per a la redacció de la memòria del projecte. El sou dels enginyers és de 30 €/hora. Aquest projecte implica només la part corresponent al enginyer industrial mecànic.

Un altre aspecte que cal considerar és el lloguer del laboratori de biomecànica. Per una part, en el laboratori es realitza la captura de les dades necessàries per trobar les especificacions mecàniques durant 10 hores; i per una altra part es realitzen proves amb lesionats medul·lars per acabar de posar apunt l'ortesi per al seu correcte funcionament (*Figura 6.1*), durant 50 hores. Això dona un temps total d'utilització del laboratori de biomecànica de 60 hores.

Durant el procés de posada apunt de l'ortesi cal que, a més dels enginyers industrials encarregats del disseny mecànic i de la part de control, hi hagi un fisioterapeuta per col·locar correctament el

dispositiu sobre els pacients i assistir durant les proves amb els seus coneixements. A més, cal comptabilitzar els costos de fabricació de dos prototips (un per cada cama) més un sobre cost del 20% en el que s'inclouen les modificacions a realitzar, peces que cal tornar a fabricar, etc. El cost de cada prototip es justifica al següent apartat *Costos de construcció del prototip*.

Per últim cal comptabilitzar el consum elèctric i altres despeses (com el material d'oficina) al llarg dels 6 mesos de treball a mitja jornada per part de cada enginyer. Per al consum elèctric es considera l'ús de 100W de llum per part de cada enginyer i el consum dels ordinadors, que sumen una potència d'uns 700W. Això dona un total de 432 kWh, al que se li afegeix un 20% en concepte de calefacció i altres consums. A la *Taula 6.2* es pot veure un desglossament dels costos del disseny del prototip.

Raó	Mesura	Preu unitari	Quantitat	Total
Llicència software CAD	unitats	15.000,00 €	0,05	750,00 €
Llicència software CAE	unitats	24.000,00 €	0,05	1.200,00 €
Llicència software MATLAB	unitats	4.500,00 €	0,05	225,00 €
Hardware	unitats	2.000,00 €	0,1	200,00 €
Enginyer industrial mecànic	hores	30,00 €	540	16.200,00 €
Enginyer industrial control	hores	30,00 €	540	16.200,00 €
Prototip ortesi	unitats	7.376,81 €	2,2	18.442,03 €
Lloguer laboratori biomecànica	hores	100,00 €	60	6.000,00 €
Fisioterapeuta	hores	30,00 €	50	1.500,00 €
Consum elèctric	kWh	0,15 €	520	78,00 €
Altres despeses	unitats	50,00 €	1	50,00 €
<b>TOTAL</b>				<b>60.845,03 €</b>

**Taula 6.2.** Desglossament dels costos de disseny del prototip d'ortesi activa.

El cost total de dissenyar el prototip i posar-lo apunt per a la venda és de 60.845,03 €.

## 6.2.2. Costos de construcció del prototip

Per als costos de construcció del prototip es tenen en compte els materials, així com les peces que es mecanitzen i les peces que es compren. A la *Taula 6.3* es poden veure tots els costos per a la construcció d'una ortesi activa:

Raó	Mesura	Preu unitari	Quantitat	Total
Alumini 2011	kg	7,60 €	0,5	3,80 €
Acer S235	kg	2,00 €	0,01	0,02 €
Acer inoxidable X20Cr13	kg	4,30 €	0,7	3,01 €
Mecanitzat suport motor	hores	50,00 €	2	100,00 €
Mecanitzat suport cuixa	hores	50,00 €	4	200,00 €
Mecanitzat suport cama	hores	50,00 €	3	150,00 €
Mecanitzat eix articulació	hores	50,00 €	3,5	175,00 €
Mecanitzat cala regulació	hores	30,00 €	1	30,00 €
Motor	unitats	115,85 €	1	115,85 €
Reductor	unitats	373,37 €	1	373,37 €
Mecanitzat eix reductor	hores	50,00 €	0,5	25,00 €
Sistema de bloqueig	unitats	1.500,00 €	1	1.500,00 €
Encoder	unitats	63,01 €	1	63,01 €
Coixinet	unitats	6,40 €	1	6,40 €
Parella engranatges cònics	unitats	62,35 €	1	62,35 €
Mecanitzat engranatges	hores	50,00 €	1,5	75,00 €
Elements normalitzats	unitats	5,00 €	1	5,00 €
Materials esquelet (AFO+tutors)	unitats	2.000,00 €	1	2.000,00 €
Construcció esquelet	hores	50,00 €	6	300,00 €
Controladora	unitats	1.460,00 €	1	1.460,00 €
Bateries d'alt rendiment	unitats	290,00 €	1	290,00 €
Giroscopi	unitats	200,00 €	1	200,00 €
Sensor plantar	unitats	33,00 €	3	99,00 €
Cablejat, connectors i altres	unitats	140,00 €	1	140,00 €
<b>TOTAL</b>				<b>7.376,81 €</b>

**Taula 6.3.** Detall dels costos de construcció del prototip d'ortesi activa.

### 6.2.3. Viabilitat econòmica

Per fer l'estudi de viabilitat econòmica es consideren els següents aspectes:

- El producte que es ven són parelles d'ortesis actives, una per a la cama dreta i una per a la cama esquerra, adaptades a cada client (diferents alçades i masses). Es tracta, doncs, d'un producte que es construeix sota demanda prèvia.
- Es considera que es construeix el producte amb màquines eina (fresadora CNC, torn, plegadora manual, taladro vertical), en un petit recinte que es lloga.
- Per poder realitzar tota la feina hi ha un total de 5 empleats: dos operaris per a les màquines, un fisioterapeuta per aconsellar als clients, prendre mides i posar apunt les ortesis; un administrador i un responsable d'R+D, que fa a la vegada la feina de responsable del projecte. Tots ells treballen a jornada completa i la capacitat de fabricació és d'una parella d'ortesis activa per dia treballat (250 unitats a l'any).
- S'estima que realitzar una producció seriada comporta una disminució dels costos de construcció del 30%. Això inclou descomptes sobre el material adquirit i disminució del temps de fabricació. Els costos de construcció de dues ortesis és, aleshores, de 10.327,53 €.
- Es fa un estudi de viabilitat al llarg de 7 anys, període en el que es considera que s'acaben produint unes vendes iguals a la capacitat de fabricació. Cada any augmenten les vendes en un 10%, fins arribar a les 250 unitats el setè any. Això és gràcies a les despeses en publicitat i el bon resultat de l'ortesi sobre els pacients que la compren.

La inversió que cal fer per a dur terme el projecte és, per una banda les despeses de disseny de l'ortesi, i per l'altra les compres de l'actiu amortitzable. Aquest actiu amortitzable són les màquines necessàries per a la construcció dels productes i el material d'oficina. Es considera que s'amortitza al llarg dels 7 anys que dura el projecte.

Per a la construcció de les ortesis es tenen uns costos variables que corresponen al cost de producció i uns costos fixos. Aquests costos fixos són els sous dels empleats, el lloguer del local i altres despeses com l'electricitat, el telèfon, etc. Els sous dels empleats s'obtenen a partir de l'estudi de la consultoria de recursos humans HAYS Recruiting [58]. El lloguer del local, en la ciutat de Barcelona, es pressuposta en 2.500,00 € mensuals (30.000,00 € anuals). Tot això suma uns costos fixos de 187.000,00 € al que se li afegeix un 12% en concepte d'altres costos com són l'electricitat, el telèfon, etc. Les despeses fixes de producció, per tant, es pressuposten en 209.440,00 € anuals. A la *Taula 6.4* es pot trobar un desglossament d'aquestes despeses.



Raó	Preu
Lloguer nau	30.000,00 €
Sou responsable d'I+D	42.000,00 €
Sou operari 1	28.000,00 €
Sou operari 2	28.000,00 €
Sou administratiu	26.000,00 €
Sou fisioterapeuta	33.000,00 €
<b>SUBTOTAL</b>	<b>187.000,00 €</b>
Electricitat, telèfon, etc. (12%)	<b>22.440,00 €</b>
<b>TOTAL</b>	<b>209.440,00 €</b>

**Taula 6.4.** Desglossament dels costos fixos anuals per a la producció seriada de l'ortesi.

Considerant un preu de venda final de 12.150,00 € per parella de dispositius exosquelètics s'obté un VAN (Valor Actual Net) del projecte al cap de 7 anys de 302.229,56 €, amb una TIR (Tassa Interna de Retorn) del 26,28% i un període de retorn de l'inversió de 4 anys. A la *Taula 6.5* es pot veure, de forma més detallada, l'estudi de viabilitat econòmica amb els fons invertits i generats cada any al llarg dels 7 anys. El VAN s'ha calculat per a un interès del 4,81%, que correspon a l'interès del val de l'estat a llarg termini.

Any	2012	2013	2014	2015	2016	2017	2018	2019
Unitats venudes	-	140	154	170	187	206	227	250

<b>Fons invertits</b>	Disseny prototip	60.845,03 €	-	-	-	-	-	-
	Fresadora CNC	100.000,00 €	-	-	-	-	-	-
	Torn	60.000,00 €	-	-	-	-	-	-
	Plegadora manual	10.000,00 €	-	-	-	-	-	-
	Taladro vertical	2.500,00 €	-	-	-	-	-	-
	Estris i eines	10.000,00 €	-	-	-	-	-	-
	Material d'oficina	3.000,00 €	-	-	-	-	-	-
	Publicitat	-	5.000,00 €	5.000,00 €	5.000,00 €	5.000,00 €	5.000,00 €	5.000,00 €

<b>Fons generats</b>	Costos fixos producció	-	-209.440,00 €	-209.440,00 €	-209.440,00 €	-209.440,00 €	-209.440,00 €	-209.440,00 €
	Costos variables producció	-	-1.445.854,20 €	-1.590.439,62 €	-1.755.680,10 €	-1.931.248,11 €	-2.127.471,18 €	-2.344.349,31 €
	Vendes	-	1.701.000,00 €	1.871.100,00 €	2.065.500,00 €	2.272.050,00 €	2.502.900,00 €	2.758.050,00 €
	Amortitzacions	-	-26.500,00 €	-26.500,00 €	-26.500,00 €	-26.500,00 €	-26.500,00 €	-26.500,00 €

BAI	-	14.205,80 €	39.720,38 €	68.879,90 €	99.861,89 €	134.488,82 €	172.760,69 €	214.677,50 €
Impostos (30%)	-	4.261,74 €	11.916,11 €	20.663,97 €	29.958,57 €	40.346,65 €	51.828,21 €	64.403,25 €
BDI	-	9.944,06 €	27.804,27 €	48.215,93 €	69.903,32 €	94.142,17 €	120.932,48 €	150.274,25 €
Amortitzacions	-	26.500,00 €	26.500,00 €	26.500,00 €	26.500,00 €	26.500,00 €	26.500,00 €	26.500,00 €

Moviment de flux	-246.345,03 €	36.444,06 €	54.304,27 €	74.715,93 €	96.403,32 €	120.642,17 €	147.432,48 €	176.774,25 €
Moviment de flux acumulat	-246.345,03 €	-209.900,97 €	-155.596,70 €	-80.880,77 €	15.522,55 €	136.164,72 €	283.597,21 €	460.371,46 €

**Taula 6.5.** Fons invertits i fons generats al llarg dels 7 anys de duració del projecte.

VAN (i=4,81%)	302.229,56 €
TIR	26,28%
PayBack	4 anys

**Taula 6.6.** Indicadors de la viabilitat econòmica del projecte

### 6.3. Avaluació de l'impacte ambiental

L'anàlisi de l'impacte ambiental d'aquest projecte es realitza dintre del marc legal de l'estat espanyol. A l'actualitat està regulat pel RD 1/2008 (*"Real Decreto legislativo 1/2008, de 11 de marzo"*). Degut a les característiques del projecte que es duu a terme i segons la legislació vigent, no es considera necessari realitzar el procés administratiu de l'EIA (Estudi de l'Impacte Ambiental). Per aquest motiu es realitza una avaluació de l'impacte ambiental amb un abast limitat.

Durant la fase de disseny del prototip així com durant la fase de producció es segueix una política de màxim aprofitament dels recursos. Així, per exemple, sempre que sigui possible s'usen materials reciclats (paper, etc.). També s'utilitzen bombetes de baix consum i es fa un ús racional dels sistemes d'adequació de la temperatura -aire acondicionat a l'estiu i calefacció a l'hivern-. Amb això s'aconsegueix que no hi hagi un malbaratament de recursos al llarg del projecte.

Un altre aspecte fonamental per què el projecte sigui sostenible és la gestió dels residus. Durant la fase de disseny els residus són bàsicament paper. Aquest, que en la mesura del possible és reciclat, s'aboca en els contenidors adequats. En el cas que hi hagi altra brossa també es recicla, abocant-la en el contenidor que li correspon. Un altre residu que es pot generar són equips informàtics que fallin. En el cas que no es pugin reparar s'han de portar a les deixalleries que s'encarreguen del seu tractament. En el cas que la reparació sigui possible, es porten a reparar i es continua fent ús d'ells.

Durant la fase de construcció, sí que es generen més residus, que són: ferritja, ferralla, taladrina, olis sintètics i brossa. La ferritja es genera a l'usar les màquines eina durant la construcció del dispositiu exosquelètic. Al finalitzar cada jornada laboral, la ferritja es recull i s'aboca en uns contenidors diferents en funció del material del que es tracta. La ferralla també s'aboca en aquests contenidors, separada per materials. Aquesta ferralla està formada per peces que han sortit defectuoses i no es poden reaprofitar, retalls de materials, etc. Un cop al mes, els contenidors amb la ferralla i la ferritja són recollits per part del gestor corresponent, que s'encarrega del seu tractament.

La taladrina usada per a la refrigeració de les peces durant la seva mecanització es va reciclant a mesura que s'utilitza en les diferents màquines. Tot i això, cada dos anys aproximadament, cal substituir-la ja que ha perdut les seves propietats. Aquesta substitució es duu a terme per part dels propis operaris i la taladrina vella s'emmagatzema i és recollida per una empresa especialitzada en la gestió de residus.

Les màquines funcionen amb oli sintètic que s'usa per lubricar diferents parts. Un cop a l'any aquest oli es canvia ja que les seves propietats es van deteriorant. Una empresa especialitzada en gestió de residus s'encarrega de recollir l'oli antic. El canvi d'oli es realitza per part dels mateixos operaris.

Els residus que es generin durant la fabricació del prototip i no siguin els que s'han nomenat anteriorment es consideren com a brossa. Aquesta brossa es separa i es llença en els contenidors adequats per al seu reciclatge.

Cal dir que durant la fabricació seriada de l'ortesi activa es compleix la norma ISO 11161 – 01/05/07, en relació amb la seguretat en les màquines i que s'aplica tant a la Unió Europea com a nivell internacional. Amb el compliment d'aquesta normativa s'assegura que els operaris fan un ús correcte de la maquinaria.

Un cop finalitzat el cicle de vida de les ortesis venudes cal tenir en compte el seu reciclatge. Els propis usuaris poden portar el mecanisme a reciclar, però l'empresa s'ofereix a recollir les ortesis per al reciclatge. Es separen els motors, encoders, controladores i altres components electrònics per a portar-los al punt de recollida corresponent. Els diferents metalls es separen i es reciclen, de la mateixa forma que es fa amb la ferralla durant el procés de fabricació. Altres materials, com els plàstics i proteccions, s'aboquen al contenidor adequat.

## CONCLUSIONS I TREBALL FUTUR

En aquest projecte s'ha dissenyat una ortesi activa per a lesionats medul·lars incomplets, amb una classificació C o D segons ASIA, que tenen la lesió a la zona de les vèrtebres lumbars o sacres. Es tracta d'una ortesi tipus SCKAFO, que controla el moviment del genoll de forma activa i el moviment del turmell de forma passiva, gràcies a l'acció d'una molla. El moviment del genoll es controla amb un motor elèctric DC durant la fase de balanceig i amb un sistema de bloqueig comercial durant la fase de recolzament.

En primer lloc, s'ha fet una recerca dels diferents tipus d'ortesis i exosquelets existents en l'actualitat. S'ha optat per dissenyar una ortesi activa SCKAFO que millora un primer disseny realitzat al Departament d'Enginyeria Mecànica de l'ETSEIB. Concretament, s'ha redissenyat el mòdul en el que es troba l'actuació del genoll de forma que l'espai que ocupa lateralment és menor, es redueix de 135,30 mm a 79,90 mm. A més, es tracta d'un disseny més robust i estudiat que s'ha fet seguint les recomanacions d'un tècnic ortopeda.

Les especificacions mecàniques que cal conèixer per realitzar el disseny, que són bàsicament els parells articulars, s'han trobat resolent un problema de dinàmica inversa a partir d'una captura realitzada al laboratori de Biomecànica de l'ETSEIB. S'han obtingut resultats que es poden catalogar com a vàlids segons les referències trobades a la literatura. També s'ha realitzat una anàlisi de viabilitat i s'ha comprovat que es tracta d'un producte viable tècnica, social, ambiental i econòmicament. Per a l'anàlisi de viabilitat econòmica s'ha suposat que es fa una producció seriada durant 7 anys.

Es tracta, per tant, d'un projecte multidisciplinari en el que s'ha combinat una part experimental, una part analítica, una part de disseny mecànic i una part d'estudi de viabilitat. Amb el procediment experimental s'han obtingut les dades necessàries per calcular els torsors articulars gràcies a una anàlisi dinàmica. En base als resultats obtinguts, s'ha realitzat el disseny mecànic del prototip. Per últim, s'ha fet un estudi sobre la viabilitat del projecte a nivell social, ambiental i econòmic.

A més, es tracta d'un projecte real en el que s'ha arribat a construir el prototip dissenyat. L'abast d'aquest projecte és el disseny mecànic i construcció de l'ortesi i marca les bases per continuar avançant en la línia de disseny de dispositius d'assistència a la marxa de persones amb lesions del Departament d'Enginyeria Mecànica de la UPC.

Per al correcte funcionament del dispositiu també cal que hi hagi un sistema de control que governi el moviment del genoll i reguli l'assistència rebuda pel pacient en funció del grau d'activació muscular romanent. Aquest sistema es troba en fase de disseny per part de la Universitat d'Extremadura. Per tal que el dispositiu exosquelètic estigui llesta per a la seva transferència a la societat, cal:

- Acabar el disseny sistema de control.
- Realitzar proves amb lesionats medul·lars i prendre mesures del moviment i de les forces de contacte peu-terra.
- Comprovar el correcte funcionament del sistema de control.
- Amb les mesures realitzades, calcular els esforços que realitza el motor i comprovar que les hipòtesis considerades per realitzar el disseny són acceptables.

Tot aquest treball s'ha realitzat en el marc del Projecte Nacional d'R+D, que ha tingut lloc entre els anys 2010 i 2012. Per tal de continuar avançant en la recerca sobre aquest tipus de dispositius, s'ha concedit una ampliació d'aquest projecte. Es tracta del Projecte Nacional d'R+D que porta per títol "*Diseño de una ortesis activa innovadora para la marcha de lesionados medulares incompletos mediante métodos de análisis y predicción de movimiento y modelos músculo-esqueléticos complejos*" (Ref. DPI2012-38331-C03-02), aprovat per al període 2013-2015. Continua sent un projecte coordinat entre el Departament d'Enginyeria Mecànica de la UPC, el Laboratori d'Enginyeria Mecànica de la Universitat de La Corunya i el Departament d'enginyeria Mecànica, Energètica i dels Materials de la Universitat d'Extremadura.

En aquest nou projecte es tindran en compte el següents aspectes. En primer lloc, es vol fer un estudi del contacte entre l'ortesi i la cama del pacient per millorar l'ergonomia del dispositiu de forma que sigui més confortable. També es vol construir un sistema de bloqueig propi que sigui menys rígid per permetre que el genoll flexioni una mica en la fase de recolzament i així aconseguir un patró de marxa assistida més semblant al patró de marxa normal.

Un altre aspecte que cal considerar de cara a un treball futur, és la possibilitat de seguir la tendència de les últimes ortesis actives dissenyades. Aquestes incorporen un actuator amb una molla en sèrie per reduir la potència màxima necessària i l'energia consumida per part del motor elèctric. Si es redueix la potència necessària es podria utilitzar un motor més petit i, per tant, menys pesat. D'altra banda, la disminució de l'energia consumida al llarg del cicle augmentaria l'autonomia del dispositiu.

## BIBLIOGRAFIA

- [1] NIGG, B.M., HERZOG, W. (Editors). *Biomechanics of the musculo-skeletal system*. Willey, 2005.
- [2] WHITTLE, M. *Gait analysis. An introduction*. Elsevier, 2007.
- [3] PERRY, J. *Gait analysis*. SCLACK Incorporated, 1992.
- [4] WINTER, D.A. *Biomechanics and motor control of human movement*. Wiley, 2004.
- [5] SCI-INFO-PAGES. WISE, Y. *Spinal cord injury levels and classifications* (Publicació en línea).  
[<http://www.sci-info.pages.com/levels.html>, 25 de Juny de 2012]
- [6] AMERICAN SPINAL INJURY ASSOCIATION. *ISNCSCI Form*.  
[<http://www.asia-spinalinjury.org>, 27 de Juny de 2012]
- [7] SUTHERLAND, D. *The evolution of clinical gait analysis part I: kinesiological EMG*. *Gait & Posture* 14, 2001, 61-70.
- [8] SENANAYAKE, C., SENANAYAKE, A. *Human assisted tools for gait analysis and intelligent gait phase detection*. Conference on innovative technologies in intelligent systems and industrial applications, Monash University, Malaysia, 2009.
- [9] SUTHERLAND, D. *The evolution of clinical gait analysis part II: kinematics*. *Gait & Posture* 16, 2002, 159-179.
- [10] BRAUNE, W., FISCHER, O. *The human gait*. Berlin. Springer-Verlag, 1987.
- [11] MURRAY, M.P., DROUGHT, A.B. KORY, R.C. *Walking patterns of normal men*. *Journal of bone Joint Surgeri* 46 (2), 1964, 335-360.
- [12] JONSSON, H., KARRHOLM, J. *Three-dimensional knee joint movements during a step-up: evaluation after cruciate ligament rupture*. *Journal of Orthopedic Research* 12 (6), 1994, 769-779.
- [13] LAFORTUNE, M.A., CAVANAGH, P.R., SOMMER, H.J., KALENAK, A. *Three dimensional kinematics of the human knee during walking*. *Journal of Biomechanics* 25, 1992, 347-357.
- [14] BANKS, S., HODGE, W. *Accurate measurement of threedimensional knee replacement kinematics using single-plane fluoroscopy*. *IEEE Transactions on Biomechanical Engineering* 43 (6), 1996, 638-649.

- [15] ZHANG, B., JIANG, S., WEI, D., MARSCHOLLEK, M., ZHANG, W. *State of the art in gait analysis using wearable sensors for healthcare applications*. International conference on computer and information science, 2012.
- [16] CAPPOZZO, A., CAPELLO, A., DELLA CROCE, U., PENSALFINI, F. *Surface-marker cluster design criteria for 3-D bone movement reconstruction*. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 44 (12), 1997, 1165-1174.
- [17] LAU, H., TONG, K. *The reliability of using accelerometer and gyroscope for gait event identification on persons with dropped foot*. *Gait & Posture* 18, 2008, 248-257.
- [18] LIU, T., INOUE, Y., SHIBATA K. *Development of a wearable sensor system for quantitative gait analysis*. *Measurement* 42, 2009, 978-988.
- [19] KARPOVICH, P.V., KARPOVICH, G.P. *Electrogoniometer: a new device for study of joints in action*. *Fed Proc* 1959, 18-79.
- [20] SHUTTERLAND, D. *The evolution of clinical gait analysis part III: kinetics and energy assessment*. *Gait & Posture* 21, 2005, 447-461.
- [21] WINTER, D.A. *Gait Data*.  
[<http://isbweb.org/data>, 6 de Juliol de 2012, 6 de Setembre de 2012]
- [22] BRAUNE, M., MAREY, E.J. *Picturing time: the work of Etienne Jules Marey*. University of Chicago Press, Chicago, Estats Units 1992, 1830-1904.
- [23] AMAR, J. *Energetique biologique-Trottoir dynamographique*. Paris compt Rend Acad d Sc 1916, 163:130-2.
- [24] CUNNINGHAM, D.M., BROWN, G.W. *Two devices for measuring the forces acting on the human body during walking*. In Proceedings of the Society for Experimental Stress Analysis, 1952.
- [25] INMAN, V., RALSTON, H.J., DESAUNDER, J.B., FEINSTEIN, B., WRIGHT, E.W. *Relation of human electromyogram to muscle tension*. *EEG Clinical Neurophysiology*. Vol. 4 (2), 1952, 187-194.
- [26] SUTHERLAND, D. *The evolution of clinical gait analysis part I: kinesiological EMG*. *Gait & Posture* 14, 2001, 61-70.
- [27] DOLLAR, A.M., HERR, H. *Lower extremity exoskeletons and active orhoses: challenges and state-of-art*. *IEEE Transactions on Robotics* 24 (1), 2008, 1-15.



- [28] YAGN, N. *Apparatus for facilitating walking, running, and jumping*. U.S. Patents 420 179 & 438 830, 1890.
- [29] ZAROODNY, S.J. *Bumpusher – A powered aid to locomotion*. U.S. Army Ballistic Res. Lab., Aberdeen Proving Ground, MD, Tech. Note 1524, 1963.
- [30] FICK, B.R., MAKINSON, J.B. *Hardiman I prototype for machine augmentation of human strength and endurance: Final report*. General Electric company, Schenectady, NY, GE Tech. Rep. S-71-1056, 1971.
- [31] KAZEROONI, H., STEGER, R. *The Berkeley Lower Extremity Exoskeleton*. *Transactions of the ASME* 128, 2006, 14-25.
- [32] JACOBSEN, S. *On the development of XOS, a powerful exoskeletal robot*. University of Utah, IROS 2007.
- [33] WALSH, C.J., PASCH, K., HERR, H. *An autonomous underactuated exoskeleton for load-carrying augmentation*. *Proc. IEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots Systems (IROS)*, Beijing, China, 2006, pp. 1410-1415.
- [34] KAWAMOTO, H., SANKAI, Y. *Power assist system HAL-3 for gait disorder person*. 8th International Conference on Computers Helping People with Special Needs, Austria, 2002.
- [35] YAMAMOTO, K., HYODO, K., ISHII, M., MATSUO, T. *Development of power assisting suit for assisting nurse labor*. *JSEME International Journal*, Vol. 45 (3), pp. 703-711, 2002.
- [36] PRATT, J., KRUPP, B., MORSE, C., COLLINS, S. *The Roboknee: An exoskeleton for enhancing strength and endurance during walking*. IEEE International Conference on Robotics & Automation, New Orleans, 2004.
- [37] DOLLAR, A.M., HERR, H. *Active orthoses for the lower-limbs: challenges and state of art*. 10th International conference on Rehabilitation Robotics, Noordwijk, The Netherlands, 2007.
- [38] COBB, G.L. *Walking motion*. Us Patent 2,010,482,1935.
- [39] FILIPPI, P. *Device for the automatic control of the articulations of the knee applicable to a prosthesis of the thigh*. US Patent 2,305,291,1942.
- [40] VUKOBRATOVIC, M., HRISTIC, D., STOJILJKOVIC, Z. *Development of active anthropometric exoskeletons*. *Medical and biological Engineering* 12 (1), 66-80, 1974.
- [41] HSU, J., MICHAEL, J., FISK, J. AAOS. *Atlas de ortesis y dispositivos de ayuda*. Elsevier, 2009.

- [42] NIKITCZUK, J., WEINBERG, B., MAVROIDIS, C. *Rehabilitative knee orthosis driven by electro-rheological fluid based actuators. Proceedings of the 2005 IEEE International conference on robotics and automation*, 2283-2289, 2005.
- [43] BLAYA, J.A., HERR, H. *Adaptive control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait. IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering* 12 (1), 24-31, 2004.
- [44] SAWICKI, G.S., FERRIS, D.P., *A pneumatically powered knee-ankle-foot orthosis (KAFO) with myoelectric activation and inhibition. Journal of NeuroEngineering and rehabilitation*, 6-23, 2009.
- [45] YAKIMOVICH, T., LEMAIRE, E.D., KOFMAN, K. *Engineering design review of stance-control knee-ankle foot orthoses. Journal of Rehabilitation Research & Development* 46 (2), 257-268, 2009.
- [46] PRATT, G.A., WILLIAMSON, M.M., DILLWORTH, P., PRATT, J., ULLAND, K., WRIGHT, A. *Stiffness isn't everything. Fourth International Symposium on Experimental Robotics*, Stanford, California, 1995.
- [47] PALUSKA, D., HERR, H. *Series elasticity and actuator power output. Proceedings of the IEEE International conference on Robotics and Automation*, Orlando, Florida, 2006.
- [48] BAE, J., KONG, K., TOMIZUKA, M. *Gait phase-based control for a rotary series elastic actuator assisting the knee joint. Journal of Medical Devices* 5, 1-6, 2011.
- [49] AGULLÓ, J. *Mecànica de la partícula i del sòlid rígid*. OK Punt, Barcelona, 2002.
- [50] SILVA, M., AMBRÓSIO, J., ABRANTES, J. *Inverse dynamic analysis of human gait using consistent data. Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, Amsterdam, The Netherlands. *Gordon and Breach science publishers*, 275-82, 2001.
- [51] AGULLÓ, J. *Introducció a la mecànica analítica, percussiva i vibratòria*. OK Punt, Barcelona, 1997.
- [52] VAUGHAN, C. *Are joint torques the Holy Grail of human gait analysis? Human Movement Science*, 15, 1996, 423-443.
- [53] FONT-LLAGUNES, J.M., ARROYO, G., ALONSO, F.J., VINAGRE, B.M. *Diseño de una órtesis activa para ayuda a la marcha de lesionados medulares. XVII Congreso nacional de ingeniería mecánica*, 2010.
- [54] KAO, P., LEWIS, C., FERRIS, D. *Invariant ankle moment patterns when walking with and without a robotic ankle exoskeleton. Journal of Biomechanics*, 43, 2010, 203-20.

- [55] RIBA, C. *Mecanismes i màquines II. Transmissions d'engranatges*. Edicions UPC, Barcelona, 1999.
- [56] INSTITUTO NACIONAL DE ESTADÍSTICA. *Población con discapacidad que tiene diagnosticadas determinadas enfermedades crónicas según la enfermedad por CCAA, sexo*.  
[<http://www.ine.es>, 19 de Novembre de 2012]
- [57] INFOMEDULA PLATAFORMA DE COMUNICACIÓN DEL HOSPITAL NACIONAL DE PARAPLÉJICOS. *Los números del problema: estadística epidemiológica*.  
[<http://www.infomedula.org>, 19 de Novembre de 2012]
- [58] HAYS. *Salary Guide 2011*.  
[[http://www1.hays.com/jobs/salaryguide2011/es/enlg\\_2.html](http://www1.hays.com/jobs/salaryguide2011/es/enlg_2.html), 26 de Novembre de 2012]

## Bibliografia complementària

- CHEVALIER, A. *Guide du dessinateur industriel*. Hachette Technique, Paris, 2004.
- CLOS, D. *Disseny de màquines I. Quadern D3 preprojectes*. Serveis gràfics copisteria Imatge, Barcelona, 2011.
- LOPEZ, A. *Engranajes cónicos. Apuntes de la universidad de Nebrija*.  
[<http://www.nebrija.es/~alopezro/Conicos.pdf>, 4 de Novembre de 2012]
- MIRALLES, J., VECIANA, J.M. *Càlcul de màquines. Quadern CM3 engranatges*. Serveis gràfics copisteria Imatge, Barcelona, 2009.
- FENOLLOSA, J. *Unions cargolades*. Temes d'Enginyeria Mecànica, Edicions UPC, 2000.
- RIBA, C. *Disseny de màquines IV. Selecció de materials*. Temes d'Enginyeria Mecànica, Edicions UPC, 2007.