

UNIVERSITAT AUTÒNOMA DE BARCELONA

Facultat de Medicina

Departament de Cirurgia



ANÀLISI BIOMECÀNICA DE L'ARTROPLÀSTIA

TOTAL DE MALUC

Tesi doctoral

Director: Prof. Enric Cáceres i Palou

Autor: Carme Unyó i Sallent

2006

AGRAÏMENTS

Haig d'agrair la col·laboració desinteressada de moltes persones en l'elaboració d'aquesta tesi, sense les quals no m'hauria estat possible dur-la a terme.

En primer lloc citaré el meu director de tesi, professor Enric Càceres i Palou, qui ha tingut una extraordinària paciència amb les meves constants interrupcions durant el treball de recerca.

Els dos cirurgians ortopèdics que van realitzar les artroplasties i van fer possible aquest estudi van ser el Dr. Javier Salazar Fernández de Erenchun i el Dr. Miquel Iborra i González.

Tot el personal del Servei de Rehabilitació de l'Hospital Germans Trias i Pujol de Badalona, especialment el seu cap, Dr. Enrique Rocha Casas, qui em va autoritzar a utilitzar les instal·lacions i l'aparellatge necessari per a la investigació. Vull agrair específicament al Dr. Ramon Coll i Artés la seva supervisió i les seves aportacions en els aspectes relacionats amb l'estudi ergomètric dels pacients. També a la fisioterapeuta que va tractar els pacients, la Sra. M. José González Fernández i a la terapeuta ocupacional, la Sra. Hortensia Prieto Arce, amb qui vam elaborar un test específic per a aquest estudi. Citar les seves magnífiques secretàries, les Sres. Berta Sargatal Rakosnik i M^a Asunción Bozal Romero ja que sempre que m'ha calgut m'han donat un cop de mà en la recollida de dades.

Vull mencionar molt especialment el Dr. Ignasi Gich i Saladich les seves múltiples hores de dedicació en l'elaboració de l'anàlisi estadística, i els meus amics Abderrahim Bajja, Bertram Müller i Martí Sastre i Mateu per la confecció de la base de dades i el suport informàtic que m'han donat en tot moment.

També he tingut ajuda en la recerca bibliogràfica i la correcció de les citacions de la Sra. Conxita Caro Benito, bibliotecària de l'Hospital Mútua de Terrassa. La correcció ortogràfica i gramatical última ha estat gràcies a la meva amiga i filòloga catalana la Sra. Elisabet Grimal i Castañé.

Finalment, com totes les tesis doctorals, cal que agraeixi a la meva família la paciència i comprensió per deixar de dedicar-los un temps comú molt valuós.

A tots ells, moltes gràcies.

ABREVIACIONES

ATG:	artroplàstia total de genoll
ATM:	artroplàstia total de maluc
AVD:	activitats de la vida diària
BA:	balanç articular
BM:	balanç muscular
BSA	<i>body superficial area</i> o superfície corporal
cm:	centímetre
CO ₂ :	anhídrid carbònic
d.c.	després de Crist
D.E.:	desviació estàndard
ECG:	electrocardiograma
EEII:	extremitats inferiors
EVA:	escala visual analògica
FC:	frequència cardíaca
FR:	frequència respiratòria
gr:	grams
Hz:	hertz
h:	hora
IMC:	índex de massa corporal
km:	quilòmetre
l:	litres
LP:	longitud del pas
m:	metres
Màx:	màxim
METS:	consum d'oxigen durant l'exercici expressat com múltiple de l'oxigen consumit en repòs
Mín:	mínim
min:	minuts
mm:	mil·límetre
n:	volum de la mostra
O ₂ :	oxigen

O ₂ p:	volum d'oxigen consumit per batec cardíac VO ₂ /FH
%O ₂ :	fracció espirada d'oxigen
%pCO ₂ :	fracció espirada d'anhídrid carbònic
Pic VO ₂ :	màxim consum d'oxigen
Pic VO ₂ k:	màxim consum d'oxigen per quilo de pes
Pic VO ₂ kg/m:	consum d'oxigen per quilo i per metre caminat
Pic VCO ₂ :	màxima producció de diòxid carbònic
Preop:	preoperatori
Postop:	postoperatori
RHB:	rehabilitació
RQ:	quocient respiratori entre l'anhídrid de carboni produït i l'oxigen consumit per minut: VCO ₂ /VO ₂
Sat O ₂ :	saturació d'oxigen
TA:	temps de recolzament
TD:	temps de doble recolzament
TEP:	tromboembolisme pulmonar
TFL:	tensor de la fascia lata
TO:	teràpia ocupacional
TP:	temps del pas
TVP:	trombosi venosa profunda
VE:	volum total de gas espirat per minut, en litres
VEEQ:	equivalent de ventilació. VE/VO ₂
VO ₂ :	volum total d'oxigen consumit per minut, en litres/minut
VO ₂ /kg:	VO ₂ en ml/minut, per Kg de pes corporal de l'individu
VCO ₂ :	volum total d'anhídrid de carboni produït per minut, en litres/minut
VT:	<i>volum tidal</i> o volum mig en un minut de prova, en litres
\bar{x} :	mitjana

ÍNDEX

	1-86	
1.1	Història de l'artroplàstia de maluc	3
1.2	Anatomia del maluc	11
1.2.1	Superfícies articulars	13
1.2.2	Rodet cotiloïdal	15
1.2.3	Lligaments	16
1.2.4	Sinovial	18
1.2.5	Cartílag	18
1.2.6	Pannicle adipós	19
1.2.7	Artèries	19
1.2.8	Nervis	21
1.2.9	Bosses seroses	21
1.2.10	Fàscies	22
1.2.11	Moviments	22
1.2.12	Músculs	24
1.3	Biomecànica	33
1.3.1	Forces que actuen sobre el maluc	35
1.3.2	Centralització del cap i allargament del braç de palanca dels abductors	39
1.3.3	Longitud i desplaçament del coll	39
1.3.4	Diàmetre del cap i el coll	40
1.3.5	Coeficient i par de fricció	41
1.3.6	Desgast	42
1.3.7	Lubricació	43
1.3.8	Transferències de càrregues a l'os	43
1.4.	Definició	49
1.4.1	Indicacions de la ATM	51
1.4.2	Consideracions quirúrgiques i de disseny	51
1.4.3	Resposta de l'entorn biològic	53
1.5	Indicacions	57
1.6	Complicacions	63
1.6.1	Lesions nervioses	65
1.6.2	Lesions vasculars	65
1.6.3	Hemorràgies i hematomes	66
1.6.4	Lesions vesicals i del tracte urinari	66
1.6.5	Dismetria de les extremitats inferiors	66
1.6.6	Luxació i subluxació	67
1.6.7	Ossificació heterotòpica	67
1.6.8	Tromboembolisme	68
1.6.9	Fractures	69
1.6.10	Pseudoartrosi i migració trocantèria	70
1.6.11	Afluixament asèptic	70

1. INTRODUCCIÓ

	1.6.12	Osteolisi	72
	1.6.13	Infeccions	73
	1.6.14	Ruptura de material	73
	1.6.15	Altres complicacions	74
	1.7	Anàlisi de la marxa	75
	1.7.1	Paràmetres de distància/temps	78
	1.7.2	Paràmetres cinemàtics	82
	1.7.3	Paràmetres cinètics	83
2. JUSTIFICACIÓ DE L'ESTUDI			87-98
	2.1	Generalitats	89
	2.2	Hipòtesis de treball	95
3. POBLACIÓ I MÈTODE			99-142
	3.1	Disseny de l'estudi	101
	3.2	Població	105
	3.3.	Mètode	109
	3.3.1	Tipus d'artroplàstia	111
	3.3.2	Tècnica quirúrgica	111
	3.3.3	Profilaxi antitrombòtica	113
	3.3.4	Profilaxi antibiòtica	114
	3.3.5	Cures d'infermeria	114
	3.3.6	Protocol de rehabilitació	114
	3.3.7	Protocol d'exploració	119
	3.3.8	Temporització de l'estudi	125
	3.3.9	Anàlisi estadística	126
	3.3.10	Recerca bibliogràfica	127
	3.4	Avaluació dels resultats	129
	3.4.1	Paràmetres clínics	131
	3.4.2	Paràmetres cinètics	131
	3.4.3	Paràmetres ergomètrics	139
4. RESULTATS			143-196
	4.1	Descripció de la població	147
	4.2	Paràmetres clínics	153
	4.3	Paràmetres cinètics	163
	4.4	Paràmetres ergomètrics	171
	4.5	Variables significatives	177
	4.6	Correlacions	189

<hr/>		197-238
5.1	Discussió dels Resultats clínics	199
5.2	Discussió dels Resultats cinètics	209
5.3	Discussió dels Resultats ergomètrics	221
5.4	Discussió dels Resultats globals	231
<hr/>		239-245
<hr/>		247-272
7.1	Annex 1 Normograma de superfície corporal	249-252
7.2	Annex 2 Consum normal d'oxigen	253-256
7.3	Annex 3 Escala visual analògica	257-260
7.4	Annex 4 Qüestionari de Johanson	261-264
7.5	Annex 5 Índex de Lequesne i Samson	265-268
7.6	Annex 6 Test de teràpia ocupacional	269-272
<hr/>		273-293

5. DISCUSSIÓ

6. CONCLUSIONS

7. ANNEXOS

8. BIBLIOGRAFIA

1. INTRODUCCIÓ

- 1.1 Història de l'artroplàstia de maluc**
- 1.2 Anatomia del maluc**
- 1.3 Biomecànica de l'artroplàstia del maluc**
- 1.4 Definició d'artroplàstia total de maluc**
- 1.5 Indicacions de l'artroplàstia de maluc**
- 1.6 Complicacions de l'artroplàstia de maluc**
- 1.7 L'anàlisi de la marxa**

1.1 HISTÒRIA

1.1 HISTÒRIA

El primer procediment enregistrat per tractar quirúrgicament l'artrosi de maluc va ser l'artroplàstia d'excisió, descrita per White el 1822. Consistia en la resecció del fèmur proximal i aconseguia restaurar una certa mobilitat de l'articulació, però a expenses d'un marcat escurçament de l'extremitat. El 1943 Girdlestone va descriure una resecció menys radical per al tractament de la infecció o fallida de l'artroplàstia insalvables, que encara ara és vigent.

L'osteotomia proximal del fèmur, descrita per Barton el 1827, era una tècnica alternativa a l'excisió que també va popularitzar Sir Robert Jones als anys 20¹.

L'ús de materials biològics i inorgànics per a l'artroplàstia total de maluc (ATM) es va popularitzar a principi del segle XX. Les superfícies articulars deformades o anquilosades es recobrien i s'interposava una capa sobre l'articulació per permetre'n el moviment. Verneuil el 1860 i Ollier el 1885 van realitzar aquestes artroplàsties d'interposició i es va iniciar la recerca del material ideal a interposar-hi. Els empelts de fàscia lata i els teixits tous periarticulars van ser molt emprats, tant als Estats Units com a Europa. Sir Robert Jones va utilitzar un full d'or com a capa interposicional el 1912, però quedava dolor residual i rigidesa. L'any 1923, Smith-Petersen va introduir el concepte d'artroplàstia de motlle com a alternativa a la membrana d'interposició. Amb aquest procediment pretenia restaurar la congruència articular de les superfícies exposant os sagnant del cap femoral i acetàbul, amb la conseqüent metaplàsia del coàgul de fibrina a fibrocartílag sota la influència d'un moviment suau. Es va escollir el vidre com a material per al primer motlle, seguint el descobriment fortuït de Smith-Petersen, qui va veure una suau membrana sinovial envoltant un cos estrany de vidre retirat de l'esquena d'un pacient. Això li va fer pensar que un motlle de vidre situat entre el cap femoral i l'acetàbul serviria de guia per aconseguir una reparació natural de l'articulació. Així, va començar a implantar motlles de vidre el 1932 i, encara que tots els motlles de vidre implantats es van trencar al cap de pocs mesos, els resultats inicials eren encoratjadors i van impulsar la recerca de materials més duradors; versions de Pirex, viscaloide (un derivat del cel·luloide) i Bakelita també van ser descartats per la seva fragilitat o perquè reaccionaven severament a un cos estrany. Amb el



Figura 1.1.1
ATM de tija llarga



Figura 1.1.2

ATM de Phillip Wiles al 1938
(Harkess, 1998) ³



Figura 1.1.3

Peter Ring i la seva ATM ⁵

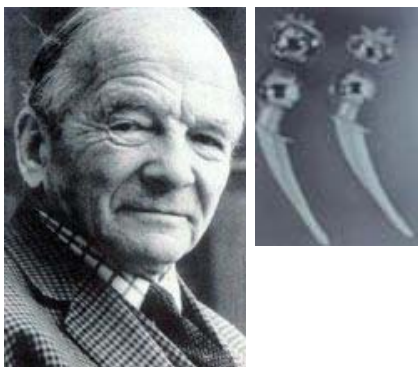


Figura 1.1.4

GK McKee i la seva ATM ⁵

desenvolupament del Vitallium (aliatge no corrosiva de crom i cobalt que provoca poca reacció tisular) per Venable i Stuck el 1937 ja es van aconseguir implants de suficient durabilitat. L'artroplàstia de copa de Smith-Petersen, amb les posteriors modificacions d'Aufranc, es va convertir en la referència per a la reconstrucció coxofemoral fins a l'arribada de l'actual ATM ¹⁻³.

Una altra alternativa era la substitució del cap femoral. Gluck el 1890 va descriure una pròtesi de marfil. Delbet, el 1919, una de goma reforçada per fractures del coll femoral. El 1927 Hey-Groves va usar una pròtesi de vori no cimentada amb tija curta i cap hemisfèric. El 1943 els germans Judet van utilitzar una pròtesi de cap femoral de material acrílic vulcanitzat amb calor. Però la fragmentació de l'acrílic pel desgast provocava reaccions tissulars severes, fins i tot la destrucció òssia ^{1,3,4}.

Però l'alt índex de fallida d'aquestes tiges curtes va comportar que els cirurgians experimentessin amb tiges més llargues que poguessin transmetre el pes al fèmur. Thompson i Moore, als anys 50, van desenvolupar les primeres pròtesis, encara vigents, de cap femoral metàl·lic amb tija medullar, és a dir, les endopròtesis. Les tiges més llargues permetien la transmissió de les forces axials del pes al llarg de l'eix del fèmur millor que les tiges curtes, situades al coll femoral, que provocaven altes forces de cisallament. Tots aquests dissenys es basaven en una fixació amb encaix a pressió primària i produïen graus variables de reabsorció òssia femoral (Figura 1.1.1).

De tota manera, va ser l'erosió de l'os pèlvic el que va alertar sobre la necessitat de recobrir també l'acetàbul, i així, la primera ATM data del 1938, quan Phillip Wiles va implantar una pròtesi consistent en una tija femoral d'acer inoxidable i un component acetabular. De llavors ençà l'ATM va evolucionar com a resultat de moltes millores en el disseny de la pròtesi del cap femoral, la disponibilitat de components materials adequats i les tècniques de fabricació, juntament amb una millor comprensió de la mecànica del maluc, especialment la necessitat de recobrir l'acetàbul per reduir la fricció (Figura 1.1.2) ³.

L'ATM metall-sobre-metall dissenyada per Urist, Ring, McKee-Farrar i d'altres, tampoc era recomanable per la fricció i el desgast del metall, que provocaven un alt índex d'afluixament i dolor ³⁻⁵. A més, la possibilitat de generar ions metàl·lics i els seus potencials

efectes sistèmics són desconeguts a llarg termini (Figures 1.1.3 i 4)².

S'ha de fer especial menció a Sir John Charnley pels seus treballs pioners l'any 1961 en tots els aspectes de l'ATM, incloent el concepte d'artroplàstia amb parell de forces de fricció baix, l'alteració de la biomecànica del maluc degenerat que precisarà cirurgia, lubricació, materials, dissenys i entorn del quiròfan. L'ús del ciment acrílic d'enduriment en fred (polimetilmetacrilat) per a la fixació dels components va representar un gran avenç. (Figures 1.1.5 i 6).

Les revisions periòdiques realitzades per ell i altres investigadors dels resultats obtinguts en un nombre important de pacients són molt valuoses, especialment pel que fa referència al desgast, infeccions, aflixaments i fracàs de la tija^{1,3,5,6}.

Charnley interpretà que el cruixit que de vegades s'escolta en pacients portadors de la pròtesi de Judet és degut a una elevada fricció entre el cap acrílic i l'acetàbul. Degut a aquesta resistència al moviment es produeix una torsió suficient per afluixar la tija, amb la qual cosa pot ser major el moviment generat a nivell de la tija femoral que a l'articulació. Ell va confirmar que el baix coeficient de fricció d'una articulació normal es devia al fet que el líquid sinovial actuava com a lubricant, tal com havien dit Jones i Keith, i que amb el recanvi articular apareixia el problema de la lubricació periarticular.

Després de comprovar que el coeficient de fricció entre una pilota d'acer i el politetrafluoroetilè (tefló) s'aproximava al de les articulacions normals, va col·locar una pròtesi de Moore i va recobrir l'acetàbul amb una fina capa de politetrafluoroetilè. Posteriorment, el va recobrir amb una capa de plàstic i el cap femoral amb una copa metàl·lica. Però finalment va abandonar aquesta tècnica ja que es produïa una necrosi avascular del cap del fèmur. Finalment, va cimentar la tija femoral i la copa de plàstic amb polimetilmetacrilat (ciment acrílic) per fixar els components a l'os i repartir l'estrès de forma més uniforme en una major superfície òssia.

El diàmetre del cap femoral es va reduir d'un diàmetre de 40 mm o més, utilitzat a la pròtesi de Moore, a 22mm, per disminuir la resistència al moviment reduint el moment o braç de palanca de les forces de fricció. Sabia que, en posar un cap més gran, la pressió per unitat de superfície era menor i això disminuïa el desgast. Però va considerar més important reduir el parell de forces de fricció i



Figura 1.1.5
Sir John Charnley⁵

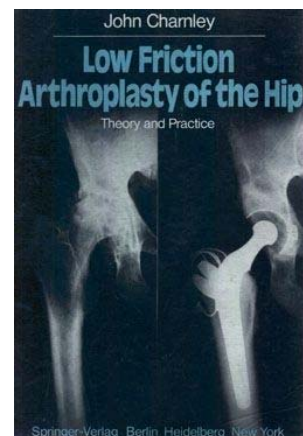


Figura 1.1.6
Portada del llibre de sir
John Charnley⁵



Figura 1.1.7
ATM de teflón ⁵

mantenir una paret més gruixuda a la copa, cosa que aconseguia amb un cap més petit. Hi va haver una àmplia discussió sobre la decisió a favor d'un cap més petit, ja que hi havia més problemes d'afluixament. Posteriorment, i degut a un excessiu desgast i reaccions tissulars, el politetrafluoroetilè va ser reemplaçat per polietilè d'alta densitat i més tard per polietilè d'ultra alt pes molecular (UHM-WPE) (Figura 1.1.7) ^{3,5}.

En resum, l'èxit de l'ATM radica en la creació d'unes superfícies artificials de càrrega de pes estables i amb baixa fricció entre els seus components, que estan fixades a l'os d'una forma segura, en contrast amb les artroplasties de copa o pròtesis de cap femoral (hemiartroplasties), en les quals les superfícies de càrrega de pes entre el metall i els teixits biològics són inestables.

Inicialment, l'ATM de Charnley es va acceptar amb reserves per les experiències desfavorables amb el cap femoral acrílic de polimetilmetacrilat de Judet, per les fractures produïdes en la fixació del poliuretà, i el desgast i reaccions tissulars amb l'ús del politetrafluoroetilè. Però cap al 1970, investigadors dels Estats Units van demostrar que no hi havia un excessiu desgast amb els caps de polietilè i que la millora en el dolor i la funció eren espectaculars. De tota manera, de seguida es va comprovar que l'èxit depenia d'una acurada selecció i avaluació dels pacients, així com d'una meticulosa observança de la tècnica i de l'asèpsia operatòries. Només amb els estudis de seguiment a llarg termini de més de 5 anys, es va poder comprovar que l'afluixament i, en menor grau, les dificultats amb la fixació del trocànter, el fracàs de la tija i la protrusió de la copa eren els principals problemes. Això va comportar un gran nombre de canvis en el disseny i en els materials emprats per a la fabricació de la pròtesi femoral i la copa, millores en la utilització del ciment i canvis en l'abordatge i la tècnica quirúrgica. A pesar d'això, no hi ha hagut canvis substancials en el ciment o el polietilè de la copa. El concepte bàsic d'artroplàstia de baixa fricció va quedar establert i l'articulació de metall amb polietilè representa l'estàndard per a les ATM. Els resultats de l'ATM de Charnley són el punt de referència per avaluar la resta d'artroplasties, i podem dir que la contribució de Sir John Charnley ha representat una millora en la qualitat de vida de molts pacients.

No obstant això, la investigació va continuar, bàsicament amb dos objectius: eliminar l'ús del ciment i millorar el maluc cimentat. En resposta a l'afluixament de la tija i la copa deguts a la suposada

fallada del ciment, s'han desenvolupat tiges recobertes de porus, amb ajustament a pressió i tiges recobertes d'hidroxiapatita i també s'està investigant en les copes per intentar evitar l'ús del ciment i utilitzar el creixement ossi per a una fixació biològica ³. Però en general les pròtesis no cimentades es reserven als pacients joves intentant preservar l'os de cara a posteriors cirurgies de revisió o en casos de displàsia que comportin alteracions de la normalitat anatòmica del maluc ^{1,2}. S'han desenvolupat diferents tècniques per millorar la fixació del ciment utilitzant ciment de baixa viscositat, reducció de la porositat i diversos instruments per a la pressurització. S'han dissenyat components femorals més pesats, més forts i llargs per tal d'evitar la fallada de la tija i disminuir l'estrès al ciment, mentre que d'altres usen tiges de metall de menor secció com el titani, amb un mòdul d'elasticitat més baix que pot transferir un major estrès al ciment i l'os ³.

Atès que els avenços tecnològics allarguen la duració de la fixació de l'implant, apareixen problemes relacionats amb el desgast de les superfícies articulars. S'han avaluat els caps femorals i acetàbuls ceràmics pel seu baix coeficient de fricció i els seus bons resultats quant a desgast. Les aliatges de titani han estat reconegudes com a un dels implants materials més forts i biocompatibles; però, per desgràcia, la seva poca duresa i resistència al desgast el fan inadequat com a superfície articular en el seu estat natiu. Experimentalment s'ha vist que el procés d'implantació del ió nitrogen augmenta la duresa superficial i la resistència al desgast dels implants de titani i redueix per tant el desgast de la superfície de polietilè aparellada. Aquest procés també disminueix el desgast corrosiu, l'alliberament de ions, i la formació de detritus metàl·lics sobre l'extrem distal de la tija, on la fixació es limita a la porció proximal de l'implant (Figura 1.1.8) ⁷.

Els sistemes modulars inicialment proporcionaven només una selecció de diverses grandàries de cap i longituds de coll. Després es van poder utilitzar diferents grandàries per a cada porció de la tija i així es va obtenir una gran quantitat de combinacions de formats. La durabilitat d'aquests implants i la millor manera d'aparellar els seus components encara està per determinar.

En general, l'ATM requereix que el cirurgià estigui familiaritzat amb els detalls tècnics de la intervenció, que són molts, i a l'hora d'avaluar els nous implants es fa necessari tenir coneixements dels



Figura 1.1.8
ATM ceràmica
(Sodha, 2001) ⁷

principis biomecànics del maluc, conèixer els materials i els dissenys ^{3,4,8,9}.

Per tal de conèixer la incidència d'aquests problemes de desgast i d'afluixament a l'hora d'avaluar el comportament de nous implants, calen estudis amb un seguiment llarg, superior als 5 anys, però no és la finalitat d'aquesta tesi doctoral.

Centenars de milers de pacients incrementen la seva qualitat de vida cada any gràcies a l'ATM. A pesar dels seus inicis incerts al segle XIX el recanvi total de maluc ha revolucionat el tractament del maluc dolorós ^{1,5,7}.

1.2 ANATOMIA

- 1.2.1 Superfícies articulars**
- 1.2.2 Rodet cotiloïdal**
- 1.2.3 Lligaments**
- 1.2.4 Sinovial**
- 1.2.5 Cartílag**
- 1.2.6 Panícul adipós**
- 1.2.7 Artèries**
- 1.2.8 Nervis**
- 1.2.9 Bosses seroses**
- 1.2.10 Fascies**
- 1.2.11 Moviments**
- 1.2.12 Muscles**

La forma anatòmica de les articulacions depèn de les demandes funcionals a què estan sotmeses. En general, l'amplitud de moviment és inversament proporcional al grau d'estabilitat requerit, però en el cas concret del maluc s'aconsegueix una articulació estable amb gran mobilitat.

El maluc és l'articulació que uneix l'extremitat inferior amb la cintura pelviana mitjançant el fèmur i l'os coxal. És el tipus més perfecte de diartrosi, més concretament, d'enartrosi. És una articulació sinovial multiaxial formada bàsicament per una superfície esfèrica, el cap del fèmur, i una cavitat còncava, l'acetàbul, que li proporciona l'estabilitat necessària, juntament amb la càpsula, els lligaments i la musculatura.

Consta d'ossos, càpsula, cartílag, membrana sinovial, pannicle adipós, músculs, fàscies, vasos i nervis que analitzarem a continuació.

1.2.1 SUPERFÍCIES ARTICULARS

1. Cap del fèmur:

És una superfície esfèrica, representa 2/3 d'esfera, i convexa, arrodonida i llisa amb un radi de 20 a 25 mm. Està orientada de forma obliqua cap amunt, dins i lleugerament endavant. A la unió del seu 1/3 inferior amb els 2/3 superiors hi ha una petita depressió rugosa triangular o oval anomenada fosseta, on s'insereix un lligament intraarticular: el lligament rodó. Al fons de la fossa hi ha orificis per al pas de venes. S'origina majoritàriament a partir d'un centre epifisari excepte una petita part inferior que prové del centre d'Elmslie de la metàfisi (Figura 1.2.1).

Després es troba el coll, amb forma de cilindre, aplanat de davant enrere, amb una cara anterior plana i una posterior convexa de dalt a baix i còncava en sentit transversal, un marge superior curt i quasi horitzontal i un d'inferior molt més llarg dirigit avall i enfora. Representa una constricció respecte al cap ja que el seu diàmetre és només un 65% d'aquest per permetre una major amplitud de moviments. En sentit anteroposterior fa uns 25 mm i té un diàmetre vertical de 30 a 35 mm. L'angle que forma amb la diàfisi femoral, anomenat angle cèrvico-diafisari, és d'uns 130°, i si

augmenta com en la coxa valga s'afavoreix la luxació superior. Respecte als còndils femorals descriu un angle d'anteversió de 12° a 14°, que en augmentar afavoreix la luxació anterior. En la unió condrosinovial del cap amb el coll hi ha molts canals vasculars.

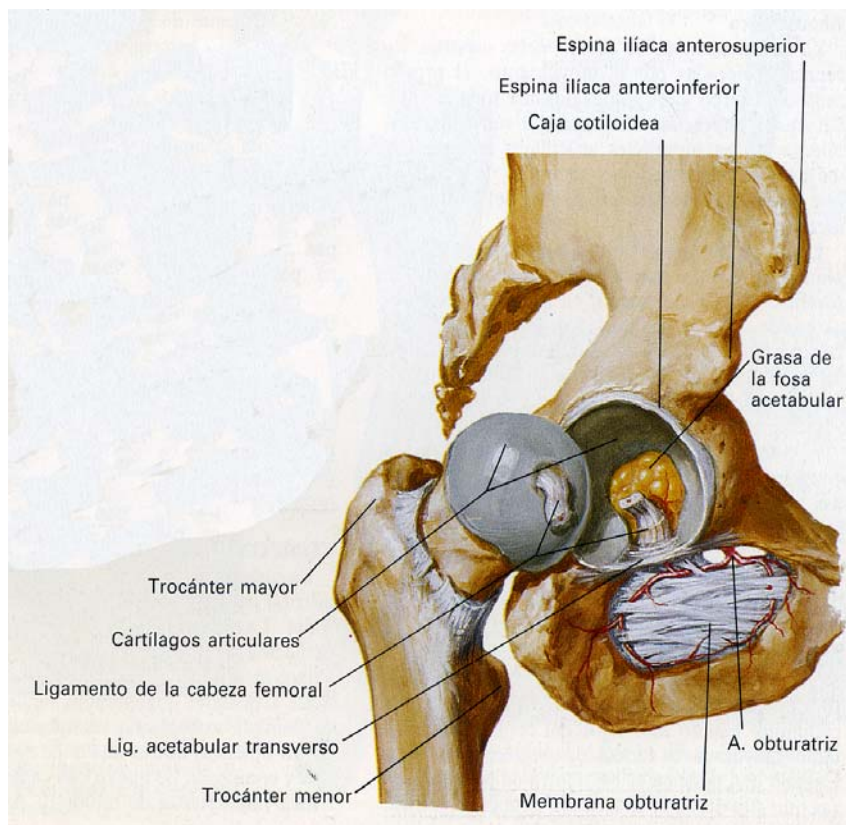


Figura 1.2.1
Articulació del maluc
(Netter, 1989)

A la part externa del coll es troba una prominència òssia de cortical gruixuda anomenada trocànter major. És una epífisi de tracció que augmenta la potència dels músculs abductors del maluc (glutis mig i menor) en augmentar la longitud dels seus braços de palanca. A la part inferior i posterointerna n'hi ha una altra de molt més petita que és el trocànter menor, on s'insereix el tendó del múscul psoes ilíac. Ambdues estan unides a la part posterior per una cresta molt marcada: cresta intertrocanteriana, que forma el tubèrcul femoral a l'extrem superior i a l'inferior es continua amb una línia espirejada on s'origina el vast extern. A la part anterior continua per una línia rugosa que rep el nom de línia obliqua del fèmur, que pot tenir un tubercle superior pretrocantèri i un d'inferior pretrocantini.

Es defineix una zona anomenada triangle de Ward, que és os trabecular de la porció central del coll, i està format per trabècules o lamines òssies primàries que es distribueixen de forma paral·lela a les línies d'esforç, de compressió o de tensió, i lamines secundàries que són filaments de connexió creuada.

El calcar femoral és una placa d'os vertical, laminada i intraòssia, que s'irradia lateralment. Proximalment s'uneix al còrtex posterior del coll i distalment amb la part posterointerna del coll.

2. Cavitat cotiloïdal:

Superfície esfèrica, aproximadament la meitat d'una esfera, i còncava, que també s'anomena còtila o acetàbul. Té una orientació distal, lateral i anterior. Representa una part de l'os coxal que està integrat per l'ílion, l'isquion i el pubis, els quals s'uneixen justament a l'acetàbul, encara que inicialment estan separats pel cartílag triradiat en Y, i es fusionen a la pubertat. Té un marge circular que és la cella cotiloïdal, amb tres escotadures que són les línies de soldadura de les seves tres parts primitives: per davant l'escotadura ílio-pubiana, per darrere i avall l'escotadura ílio-isquiàtica i per avall i davant l'escotadura ísquio-pubiana.

Es descriuen dues porcions:

- La porció no articular o transfons o fòvea central, més profunda, comença a la part central de la còtila i té forma de quadrilàter d'uns 35 mm de costat. És rugosa i està recoberta de periosti i teixit adipós.
- La porció articular envolta la porció no articular com una ferradura. És llisa i la única recoberta de cartílag, amb una espessor creixent cap a la perifèria.

1.2.2 RODET COTILOÏDAL

És un anell o marc de fibrocartílag que envolta la cavitat cotiloïdal amb la finalitat d'engrandir-la, de manera similar al que passa a l'espatlla. Té forma triangular amb una cara adherent o base que es fusiona a la còtila, una cara externa convexa que es correspon amb el lligament capsular i la sinovial i una cara interna còncava, llisa i uniforme que es correspon amb el cap femoral.

El rodet arriba a les escotadures ílio-pubiana i ílio-isquiàtica recobrint-les i tapant-les, però a l'escotadura ísquio-pubiana fa un pont i defineix l'orifici ísquio-pubià, que comunica la cavitat amb l'exterior i s'anomena lligament transvers. Aquest orifici té teixit adipós que contacta amb el del transfons i el periacetabular, i també permet el pas de vasos pel lligament rodó i l'os coxal.

Té una altura mitjana de 5 o 6 mm, encara que a la part posterior de l'orifici ísquio-pubià pot arribar a fer de 10 a 12 mm.

La seva principal funció és augmentar la superfície articular de la còtila i estrangular el cap del fèmur perquè no pugui sortir de la cavitat.

1.2.3 LLIGAMENTS

Donen suport i estabilitat a les articulacions i serveixen d'òrgans sensors musculars i del dolor, ja que tenen terminacions nervioses propioceptives i algèsiques i participen en el control de la postura, el moviment i l'activitat reflexa perquè són molt sensibles a l'estirament. Quan es fa extensió completa, càpsula i lligaments tenen una torsió i un escurçament que impulsen el cap a l'interior de l'acetàbul i limiten el moviment d'extensió (Figura 1.2.2).

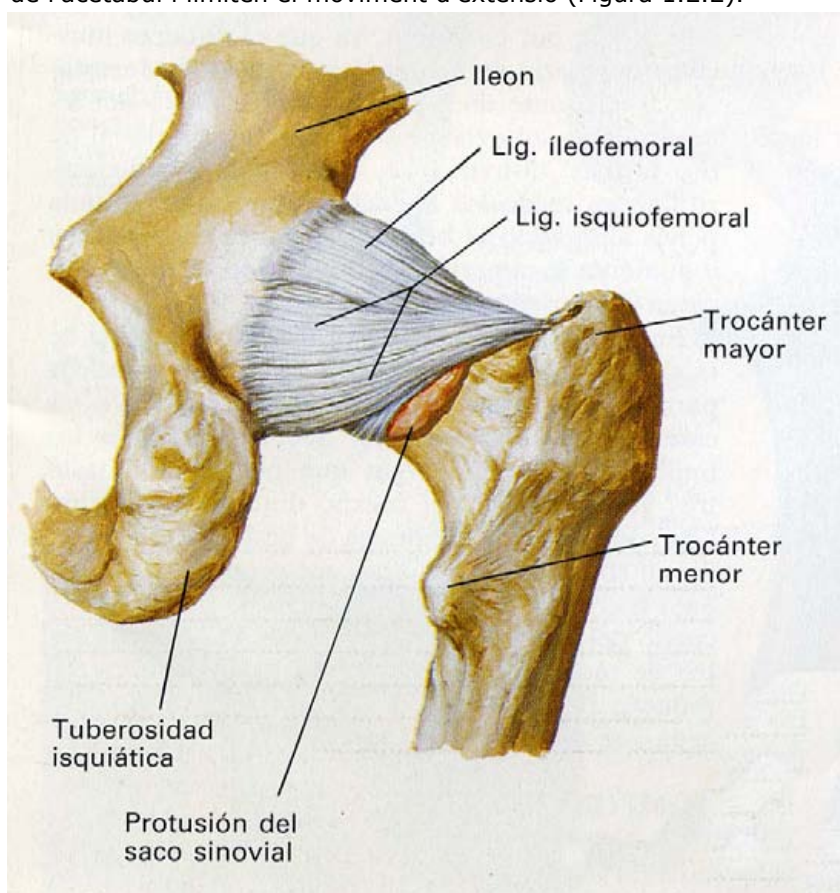


Figura 1.2.2
Lligaments articulars

(Netter, 1989)

1. Lligament capsular o càpsula:

Té forma de manegot. S'insereix a nivell proximal en el contorn de la còtila, cara externa del rodet i cara externa del lligament transvers; a nivell distal, al voltant del coll femoral, per la cara anterior a la línia obliqua i fortament a l'os, i per la cara posterior al punt d'unió de l'1/3 extern amb els 2/3 interns del coll mitjançant una capa de teixit conjuntiu lax que recobreix la sinovial, unió poc forta a l'os. A la part superior descriu una línia obliqua que uneix les insercions anterior i posterior, i a la part inferior des del

trocànter menor puja cap a la línia d'inserció posterior. Així, l'extensió de la càpsula és superior a la cara anterior i la part posteroexterna del coll queda fora d'ella.

- Té fibres longitudinals i circulars. Aquestes últimes són més profundes i perpendiculars a l'eix del coll fent un cercle al seu voltant, visible sobretot a la part posteroinferior, que s'anomena zona orbicular o lligament anular de Weber. Les fibres longitudinals són més superficials i van de l'os coxal al fèmur confonent-se amb els fascicles de reforç capsulars.

2. Fascicles de reforç capsular:

Són tres.

- Lligament iliofemoral o de Bertin o en Y de Bigelow: comença sota l'espina ilíaca anteroinferior (EIAI) i es dirigeix avall i enfora com un vano acabant a la línia rugosa obliqua del fèmur. És un lligament gruixut i fort.
- Lligament ísquio-femoral: a la cara posteroinferior de l'articulació, s'origina al canal subcotiloidal i té una direcció obliqua formant una cinta que creua obliquament el coll fins a la part anterior de la cavitat digital del trocànter major, i certes fibres s'uneixen a les fibres circulars de la càpsula. No és un reforç fort i per aquesta zona pot protruir el cap femoral en cas de luxació posterior. Limita l'extensió i la rotació interna del fèmur.
- Lligament pubo-femoral: neix a diferents punts de la cara anterior de l'articulació: eminència ílio-pectínea, cresta pectínia, branca del pubis i membrana obturadora. Aquestes fibres convergeixen i es dirigeixen obliquament fins acabar per davant en el trocànter menor. Limita l'abducció.

3. Lligament rodó:

És una cinta fibrosa situada a l'interior de l'articulació que va del cap femoral, a la fosseta, a l'escotadura ísquio-pubiana en el lligament transvers. De la seva part interna neixen fibres conjuntives recobertes de sinovial que van al transfons de la còtila i formen un replec membranós que el subjecta al transfons. Per ell passen vasos cap al cap femoral. En general, és molt resistent. Limita la flexió sobretot en abducció.

1.2.4 SINOVIAL

És l'estructura que recobreix la càpsula fibrosa, els lligaments i tendons intraarticulars. Comença al marge lliure del rodet cotiloïdal, baixa per la cara externa i es reflecteix a la cara interna de la càpsula fins a la seva inserció femoral, on es torna a reflectir fins acabar a la capa cartilaginosa que recobreix el cap. La seva cara interna és llisa, transparent i brillant en condicions normals, encara que a l'interior es troben replècs falciformes que permeten el pas de vasos. Amb el pas del temps pot ser aspre i mate i adquirir més vellositats, adquirint un aspecte apelfat. També es troba sinovial al voltant del lligament rodó. No té terminacions sensibles però el teixit subsinovial sí, i és sensible a l'estirament, moviment i forces compressives.

1.2.5 CARTÍLAG

És una capa aneural, avascular, elàstica, forta i resistent al desgast que està per sobre les facetes articulars de les articulacions. Esmorteix les tensions òssies, sobretot la compressió, i proporciona una superfície llisa per l'esllavissament, cosa que facilita el moviment. Té una espessor variable: a la zona superior i posterior del cap té de 2 a 3 mm, lloc on suporta les màximes pressions, i a la zona perifèrica, 1 mm. A la còtila, és més gruixut a la perifèria i s'aprima a la part central. Té capacitat d'absorbir i perdre líquids, s'amolla i s'aplana sota pressió, però retorna a la seva forma original, sobretot en persones joves. Consta d'una estructura fibrocartilaginosa dins una matriu gelatinosa amb pocs condrocits. Les fibres de col·lagen ajuden a contrarestar les forces de compressió i tangencials que suporta el cartílag. En profunditat, aquestes fibres estan orientades de forma irregular i hi ha cúmuls de cèl·lules cartilaginoses. A nivell superficial, les fibres de col·lagen estan orientades en forma tangencial, són molt fines (de 50 a 100 àngstroms de diàmetre) i constitueixen la làmina superficial, que no té cèl·lules i té baix contingut de proteoglicans. A les capes intermèdies la disposició de fibres i cèl·lules és de tipus transicional.

En visió de microscopi electrònic, la seva superfície no és autènticament llisa sinó ondulada, amb esquerdes que atrapen el líquid sinovial d'una alçada entre 2 i 5 mm, que van variant en nombre i grandària sota la pressió o els moviments a què està sotmesa l'articulació. Aquesta porositat permet el pas de components del líquid sinovial de baix pes molecular, i possiblement de molècules de greix, a través de la seva superfície.

La nutrició del cartílag es fa a partir de les anastomosis vasculars articulars de la unió condrosinovial, del líquid sinovial i del moll d'os subjacent.

El cartílag banyat pel líquid sinovial proporciona un coeficient de fricció molt baix, que s'ha comparat al gel sobre gel. Per tal de minimitzar la fricció del cartílag es fa un procés de dispersió de la càrrega sobre la major àrea de contacte possible, reduint així les pressions sobre superfícies localitzades.

En funció de la capacitat de regeneració, es distingeix una àrea perifèrica, contigua a la part vascular de la membrana sinovial de la qual rep elements nutritius, que pot reaccionar de forma més enèrgica a les agressions, i una àrea central. En lesions experimentals s'ha vist que a l'àrea perifèrica es pot formar cartílag nou a partir de la proliferació de cèl·lules cartilaginoses i de la metaplàsia de cèl·lules de la membrana sinovial adjacent, mentre que a l'àrea central la reparació és per dipòsit de teixit fibrós o matriu parcialment calcificada.

1.2.6 PANNICLE ADIPÓS

A les articulacions que suporten pes té un paper important d'amortidor pels paquets vàsculo-nerviosos. Els seus envans tenen abundants fibres elàstiques, que permeten la seva distorsió per acomodar-se al contorn de l'articulació en moviment, i terminacions nervioses sensibles algèriques. En el cas de la fossa acetabular aquest pannicle s'anomena glàndula de Havers i està recobert de sinovial. Va des de la fosa a través de l'escotadura ísquio-pubiana, per sota els lligaments transversos, fins a l'àrea de l'obturador, de manera que en flexió és succionat a l'interior de l'articulació i en extensió va enfora.

1.2.7 ARTÈRIES

1. Artèria Femoral profunda:

Irriga l'articulació amb les circumflexes anterior i posterior, que s'anastomosen i formen un cercle arterial al voltant del coll quirúrgic. D'aquí surten branques ascendents cap a la part inferior i externa de la càpsula. Des de la circumflexa anterior surt una branca cap al lligament iliofemoral i des de la posterior una altra, que sol venir de l'obturadora, que entra a l'escotadura ísquio-pubiana i arriba al fons de la còtila fins al lligament rodó, el teixit adipós del fons i el cap femoral.

2. Artèria Ilíaca interna:

Té tres branques:

- Artèria obturadora: amb una branca acetabulària que entra a l'escotadura ísquio-pubiana i es divideix en una que acaba al fons de la cavitat i una altra que segueix el lligament rodó fins al cap.
- Artèria isquiàtica: dóna arterioles a la cara posterior de l'articulació.
- Artèria glútea: dóna branques articulars que arriben perforant el gluti menor.

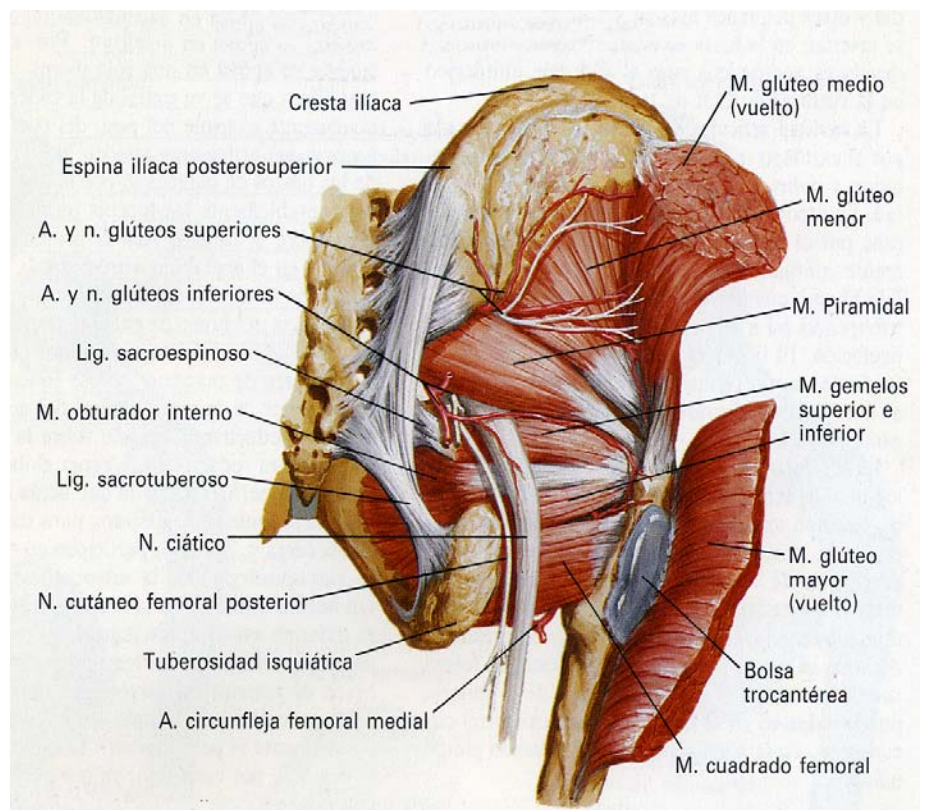


Figura 1.2.3
Anatomia del maluc

(Netter, 1989)

Formen dos sistemes arterials:

- Pericapsular: Hi ha un anell que envolta la inserció de la càpsula al marge de l'acetàbul. Procedeix dels vasos glutis superior i inferior i petites aportacions de l'obturadora i circumflexa femoral interna. Irriga l'os acetabular, els músculs i la càpsula i sol tenir branques pericapsulars que s'uneixen a les anastomosis de la base del coll.
- Subcapsular: Contribueix a la irrigació de la metafisi i l'epífisi. Al coll hi ha artèria superior o externa, posteroinferior o interna i anterior. L'artèria superior és la que aporta la major

irrigació del cap femoral de l'anastomosis trocanteriana, penetrant a través de foràmens. El retinacle posteroinferior sol mostrar un plec sinovial que conté vasos sanguinis anomenat plica duplicata. En general, al voltant del coll hi ha gran quantitat d'artèries i venes; el seu bloqueig per qualsevol causa condueix a osteonecrosi.

1.2.8 NERVIS

1. Anteriors:

Provenen del plexe lumbar.

- Nervi crural: dóna branques a la part anterior i superior de la càpsula.
- Nervi obturador: envia múltiples branques a l'articulació, una d'elles entra a la cavitat per l'escotadura ísquio-pubiana i es distribueix pel lligament rodó.

2. Posteriors:

Provenen del plexe sacre.

- Nervi ciàtic major. S'exterioritza pel marge inferior del múscle piramidal i va cap al trocànter major i tuberositat isquiàtica, travessa els tendons de l'obturador intern i dels bessons i es distribueix per la cara posterior de la càpsula.
- Nervi ciàtic menor. Igual que l'anterior, va a la cara posterior de la càpsula.
- Nervi del quadrat crural: envia una branca a la part posterior i inferior de la càpsula.

1.2.9 BOSSES SEROSES

Afavoreixen els moviments dels músculs.

1. Anteriors:

- Bossa del psoes ilíac, entre ell i la cara anterior de la càpsula.

2. Posteriors:

- Bossa de l'obturador intern, entre ell i l'escotadura ciàtica menor.
- Bossa de l'obturador extern, entre el tendó i la cara posterior del coll.
- Bossa del quadrat crural, entre la seva part anterior i el trocànter menor.

3. Externes:

Totes entre el múscul i el trocànter major.

- Bossa del gluti menor.
- Bossa del gluti mitjà.
- Bossa del gluti major, a vegades amb una altra que el separa del vast extern i una que el separa de la tuberositat isquiàtica.

1.2.10 FÀSCIES

Constituïdes per cèl·lules fibroses en disposició laxa que contenen líquids serosos i limfàtics a l'interstici, que contribueixen als processos de nutrició. Representen un sistema antifricció quasi perfecte que permet lliscar les estructures adjacents entre sí. Tenen terminacions nervioses sensorials, amb la qual cosa poden ser causa de dolor en condicions patològiques. En condicions normals el seu aspecte és llis i brillant. La fàscia profunda, els envans intermusculars i les membranes interòssies suposen una superfície addicional per a la inserció de músculs. La seva activitat fibroelàstica ajuda a reparar lesions dipositant fibres col·làgenes en forma de teixit cicatricial.

La fàscia profunda envolta els músculs del maluc i de la cuixa i dóna el contorn característic a l'extremitat. A nivell proximal s'insereix a la cresta ilíaca, l'arcada crural, la branca ísquio-pubiana, la tuberositat isquiàtica i el lligament sacrociàtic major. El component lateral és gruixut i forma el tracte ílio-tibial, que va des de la cresta ilíaca fins al tubèrcul tibial extern de Gerdy, punt on s'insereix el tensor de la fàscia lata i la major part del gluti major. La fàscia lata, el gluti major i el tensor de la fàscia lata representen un paraigua fibromuscular que envolta l'articulació del maluc. A nivell medial, la fàscia arriba a la línia aspra del fèmur entre els músculs de la pota d'ànec i el quàdriceps i els adductors. A la part anterior del gluti menor, la fàscia és una forta làmina fibrosa que es fa profunda i s'insereix a la part anterior de la càpsula articular.

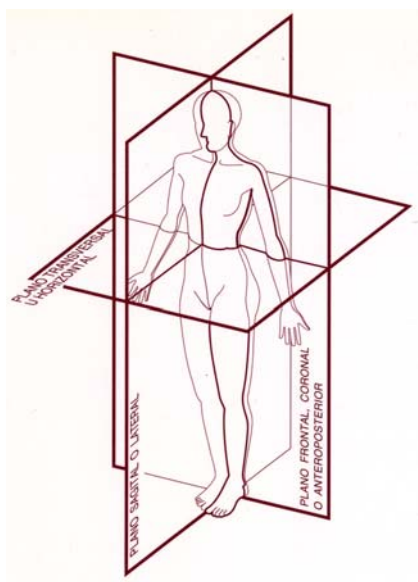


Figura 1.2.4
Plans de moviment articular
(IBV, 1998)

1.2.11 MOVIMENTS

1. Flexo-Extensió:

- Eix sagital.
- Recorregut aproximat de 130°, essent molt més àmplia la flexió.

- Flexió: en extensió de genoll, de 90 a 110° per tensió dels músculs posteriors; en flexió, més de 130°.
- Extensió: en extensió de genoll, de 20 a 28°; en flexió, 10° ja que els músculs posteriors estan relaxats i no actuen com a extensors i els músculs flexors i lligaments capsulars estan en tensió.

2. Abducció-Adducció:

- Eix frontal o anteroposterior.
- Recorregut de 85 a 90°, essent més àmplia l'abducció.
- Abducció: 45°. Limitada pel xoc del coll amb la cella cotiloïdal i pels lligaments ísquio-femoral i pubofemoral.
- Adducció: en flexió, 30°. Limitada pel lligament iliofemoral.

3. Rotació:

- Eix transversal o rotacional. La rotació externa (RE) és més àmplia que la rotació interna (RI).
- RE: en extensió de genoll, 48°; en flexió, 45°. Limitada pel fascicle superoextern del lligament iliofemoral i el pubofemoral.
- RI: en extensió de genoll 35°, en flexió 45°. Limitada pel lligament ísquio-femoral.

4. Circunducció:

- Resultat de la combinació dels moviments anteriors.

S'ha estudiat quin és el balanç articular (BA) del maluc necessari en diferents activitats de la vida diària (AVD), com per exemple (taula 1):

ACTIVITAT	B.A. NECESSARI
Cordar-se les sabates	120° flexió
Asseure's	112° flexió
Ajagut a la gatzoneta	115° flexió/20° abducció/20° RI
Pujar escales	67° flexió
Baixar escales	36° flexió
Assegut, posar un peu sobre la cuixa contralateral	120° flexió/20° abducció/20° RE
Posar-se els pantalons	90° flexió

Taula 1
BA necessari per a diferents AVD
(IBV, 1998)

1.2.12 MÚSCULS

Amb el maluc en extensió, el moment de les forces entre grups musculars antagonistes és:

Flexors / Extensors _____ 251 / 290

Abductors / Adductors _____ 210 / 347

Rotadors externs / Rotadors interns _____ 146 / 154

Però, en general, la contracció muscular no és individual sinó que la contracció d'un agonista es sol acompanyar de cert grau de contracció del seu antagonista.

- Flexors: psoes ilíac, sartori, recte anterior, pectini, adductor mitjà, adductor menor, i recte intern.
- Extensors: gluti major, part posterior del gluti mitjà, part ísquio-condilar de l'adductor major, bíceps crural, semimembranós i semitendinos.
- Abductors: glutis major, mitjà i menor, piramidal, sartori i tensor de la fàscia lata (TFL).
- Adductors: pectini, adductors menor, mitjà i major i recte intern.
- Rotadors externs: gluti major, part posterior dels glutis mitjà i menor, piramidal, obturadors intern i extern, gèmings superior i inferior, quadrat crural i sartori.
- Rotadors interns: part anterior dels glutis menor i mitjà, adductors major, mitjà i menor, TFL, pectini i recte intern.

A continuació es resumeixen en unes taules les seves característiques (taules 2-4) ¹⁰⁻¹⁴.

MÚSCUL	ORIGEN	INSERCIÓ	ACCIÓ	INNERVACIÓ	ACCIÓ COMUNA
Quàdriceps Vast extern	Línia intertrocanteriana, trocànter major, tuberositat glútia, part proximal Línia aspra	Part proximal de la ròtula, lligament rotular i tuberositat tibial anterior	Extensió genoll	Crural,L2,L3,L4	Extensors de genoll
Vast mitjà	Part anteroexterna i proximal del fèmur, part distal Línia aspra				
Vast intern	Línia intertrocanteriana, part interna Línia aspra, Línia supracondílla interna, tendons adductors				
Recte anterior Psoes major	EIAI i solc supraacetabular	Trocànter menor	Flexió maluc Flexió i certa RE i abducció maluc	Plexe lumbar,L1,L2,L3,L4	Flexor de maluc Flexors de maluc
Iíliac	Cara anterior apòfisis transverses vèrtebres lumbar i part lateral cossos lumbar i part lateral fossa ilíaca, part interna cresta ilíaca, lligament ilio-lumbar i sacro-ilíac anterior	Part interna tendó del psoas		Crural,L1,L2,L3,L4	
Sartori	EIAS i part superior escotadura	Part interna panell tibial	Flexió, RE i abducció maluc Flexió i certa RI genoll	Crural,L2,L3	Flexor de maluc Flexor de genoll
Tensor fàscia lata	Part externa cresta ilíaca i EIAS	Cintilla ilio-tibial terç proximal-mig de la cuixa	Flexió, RI i abducció maluc i certa extensió genoll	Gluti superior,L4,L5,S1	Flexors de genoll Extensors de maluc

EIAS: espina ilíaca anterosuperior

EIAI: espina ilíaca anteroinferior

RE: rotació externa

RI: rotació interna

Taula 2

Músculs de la cara anterior del maluc

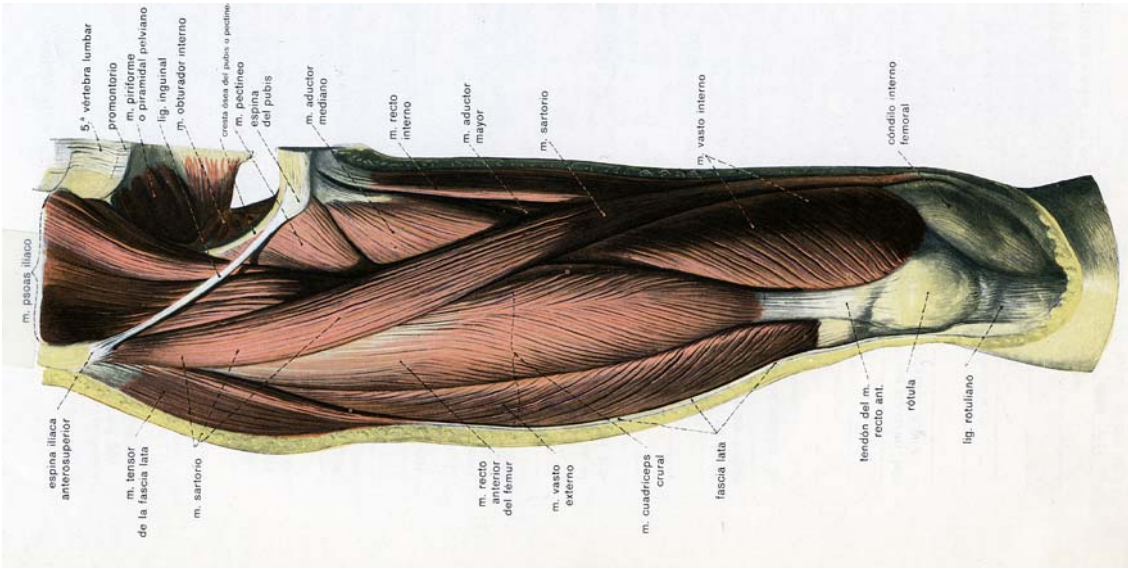


Figura 1.2.5
Pla superficial

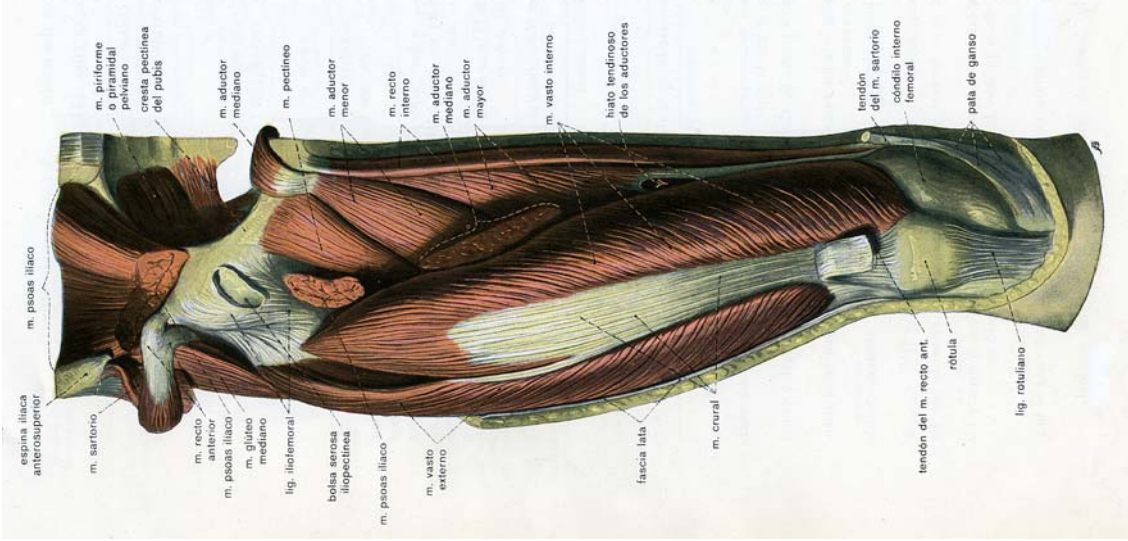


Figura 1.2.6
Pla profund

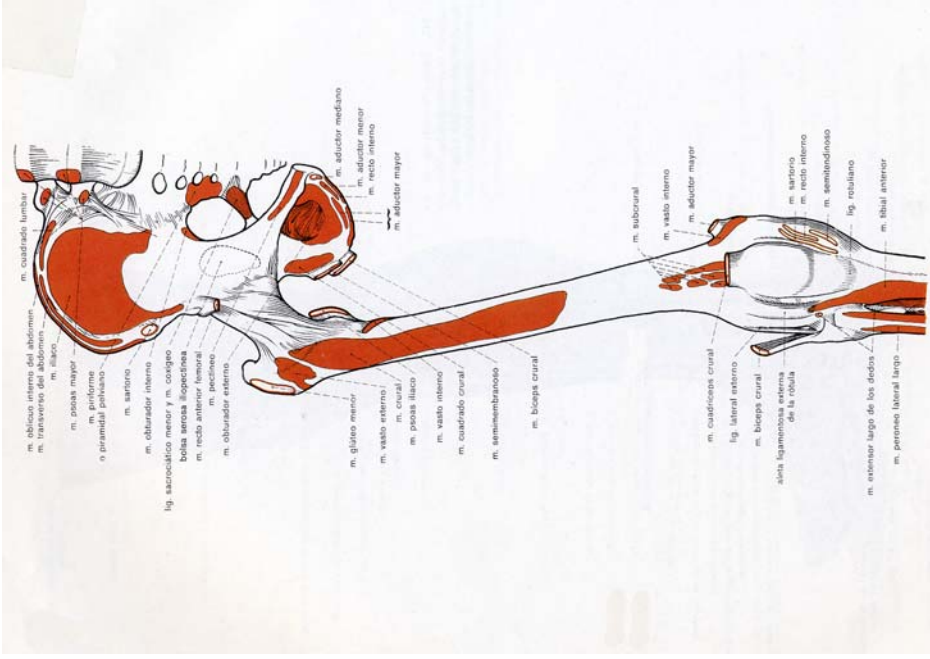


Figura 1.2.7
Origens musculars
(Sobotta, 1974) ¹³

MÚSCULS DE LA CARA ANTERIOR

MÚSCUL	ORIGEN	INSERCIÓ	ACCIÓ	INNERVACIÓ	ACCIÓ COMUNA
Semimembranós	Part externa de la tuberositat isquiàtica	Cara posterointerna de la planell interna tibial	Flexió i RI genoll Extensió i RI maluc	Branca tibial ciàtic L4,L5,S1,S2	Flexors de genoll Extensors de maluc
Semitendinos	Tendó comú amb bíceps a la tuberositat isquiàtica	Part interna de la planell tibial	Flexió i RI genoll Extensió i RI maluc	Branca tibial ciàtic L4,L5,S1,S2	
Bíceps Crural	Tuberositat isquiàtica i lligament sacro-tuberositari	Cara lateral del cap del peroné, planell externa tibial	Flexió i RE genoll Extensió i RE maluc	Branca tibial ciàtic L5,S1,S2,S3	
P. llarga	Part externa Línia aspra i part proximal Línia supracondílea i envà intermuscular extern			Branca peroneal ciàtic L5,S1,S2	
P. curta	Part superior i posterior ili, posteroinferior sacre, lateral còccix, lligament sacro-tuberositari i aponeurosi glútia	Cintilla ílio-tibial i tuberositat glútia del fèmur	Extensió i RE i certa adducció maluc	Gluti inferior,L5,S1,S2	Extensor de maluc
Gluti major	Part mitja de la cara externa ili i escotadura ciàtica	Part anterior trocànter major i càpsula articular	Abducció i RI i certa flexió maluc	Gluti superior,L4,L5,S1	Abductors i RI de maluc
Gluti menor	Part superior de la cara externa ili i aponeurosi glútia	Part externa trocànter major	Abducció maluc i certa RI i flexió maluc	Gluti superior,L4,L5,S1	
Gluti mitjà	Part superior de la cara externa ili i aponeurosi glútia				

RE: rotació externa
RI: rotació interna

Taula 3

Músculs de la cara posterior del maluc

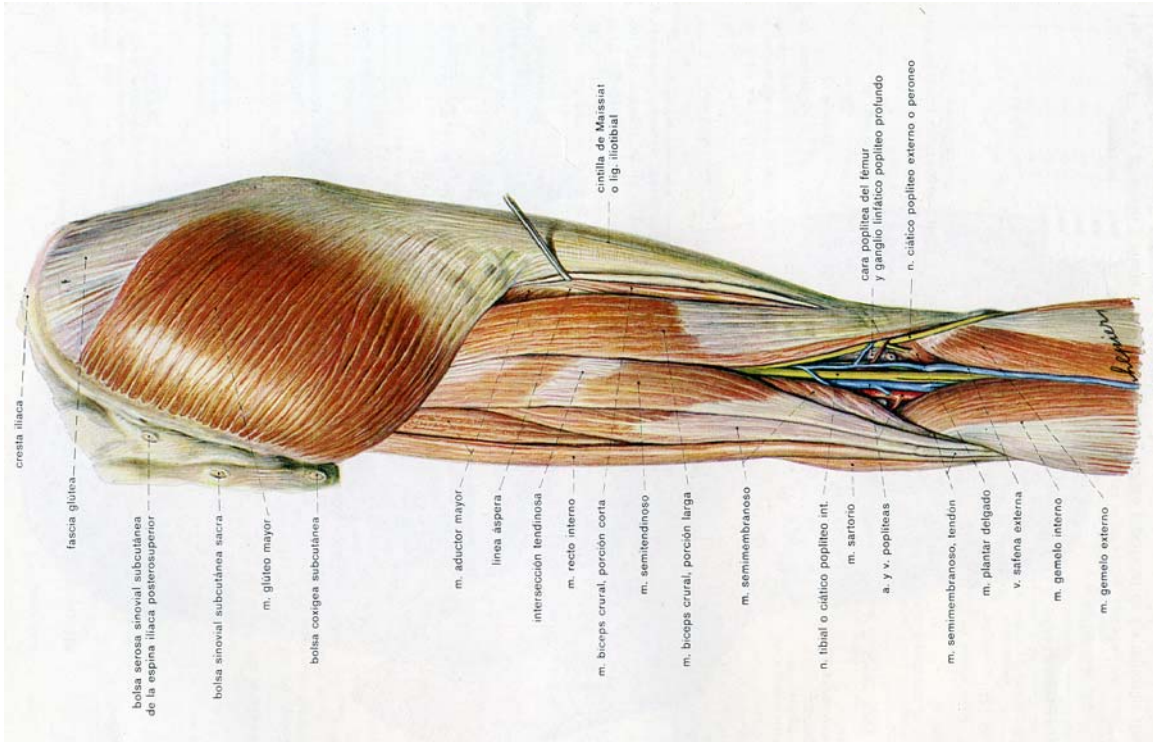


Figura 1.2.8
Pla superficial

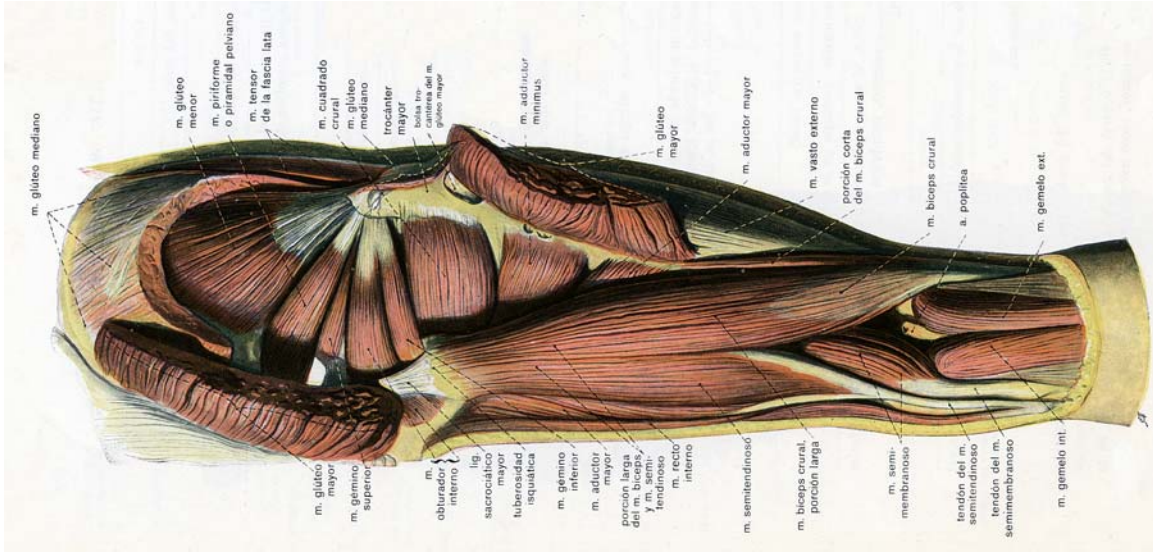


Figura 1.2.9
Pla profund

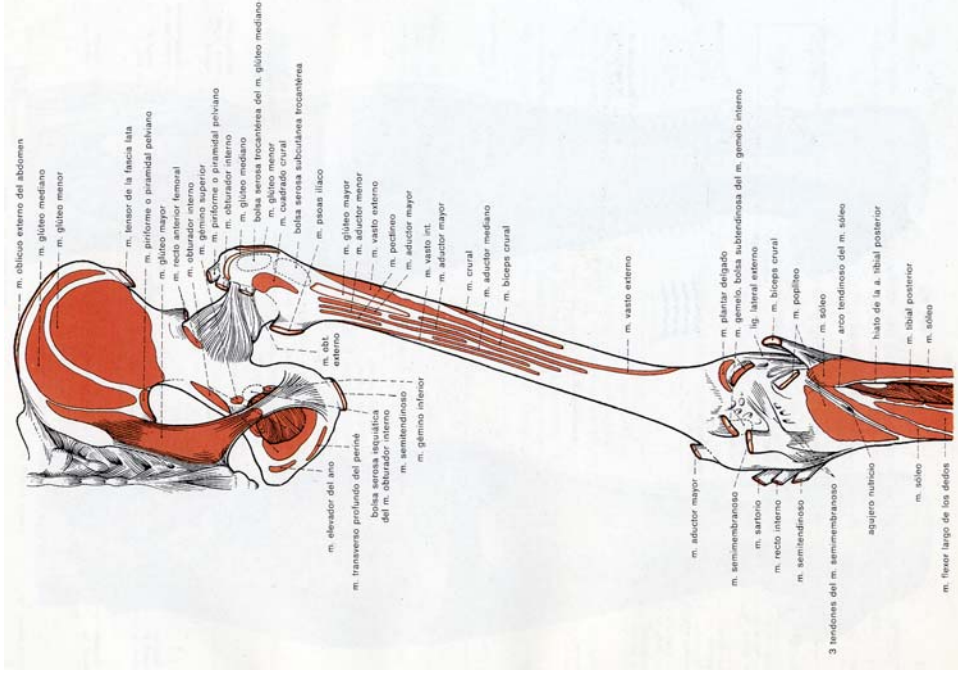


Figura 1.2.10
Origens musculares
(Sobotta, 1974) 13

MÚSCULOS DE LA CARA POSTERIOR

MÚSCUL	ORIGEN	INSERCIÓ	ACCIÓ	INNERVACIÓ	ACCIÓ COMUNA
Pectini	Branca superior pubis	Línia pectínia fèmur	Adducció maluc, certa RE	Crural, Obturador,L2,L3,L4	Adductors de maluc
Recte intern	Part inferior símfsi pubiana i interna branca inferior pubis	Part interna diàfisi tibial	Adducció maluc, certa flexió i RI genoll	Obturador,L2,L3,L4	
Adductor major	Branca inferior pubis, branca isqui i tuberositat isquiàtica	Part mitja Línia aspra, Línia supracondíllia interna i còndil intern	Adducció maluc, certa extensió i RI	Obturador,L2,L3,L4 Ciàtic,L4,L5,S1	RE de maluc
Adductor menor	Part externa branca inferior pubis	Part distal Línia pectínia i proximal Línia aspra	Adducció maluc, certa extensió i RE	Obturador,L2,L3,L4	
Adductor llarg	Part anterior símfsi pubiana	Part mitja Línia aspra	Adducció maluc, certa flexió	Obturador,L2,L3,L4	RE de maluc
Quadrat crural	Part externa tuberositat isquiàtica	Cresta intertrocanteriana i cara posterior trocànter major	RE i adducció maluc	Plexe sacre,L4,L5,S1,S2	
Obturador extern	Cara externa membrana obturadora i branques pubis i isqui	Fosa trocanteriana		Obturador,L3,L4	RE de maluc
Piramidal	Cara interna sacre, marges del forat ciàtic major i lligament sacro- tuberositari	Part superior trocànter major	RE i abducció maluc	Plexe sacre,L5,S1,S2	
Obturador intern	Cara interna membrana obturadora i part posterior isqui	Cara interna trocànter major		Plexe sacre,L5,S1,S2	RE de maluc
Gemin superior	Part externa espina isqui			Plexe sacre,L5,S1,S2,S3	
Gemin inferior	Part proximal tuberositat isquiàtica			Plexe sacre,L4,L5,S1,S2	

RE: rotació externa

RI: rotació interna

Taula 4

Músculs de la cara anterointerna del maluc

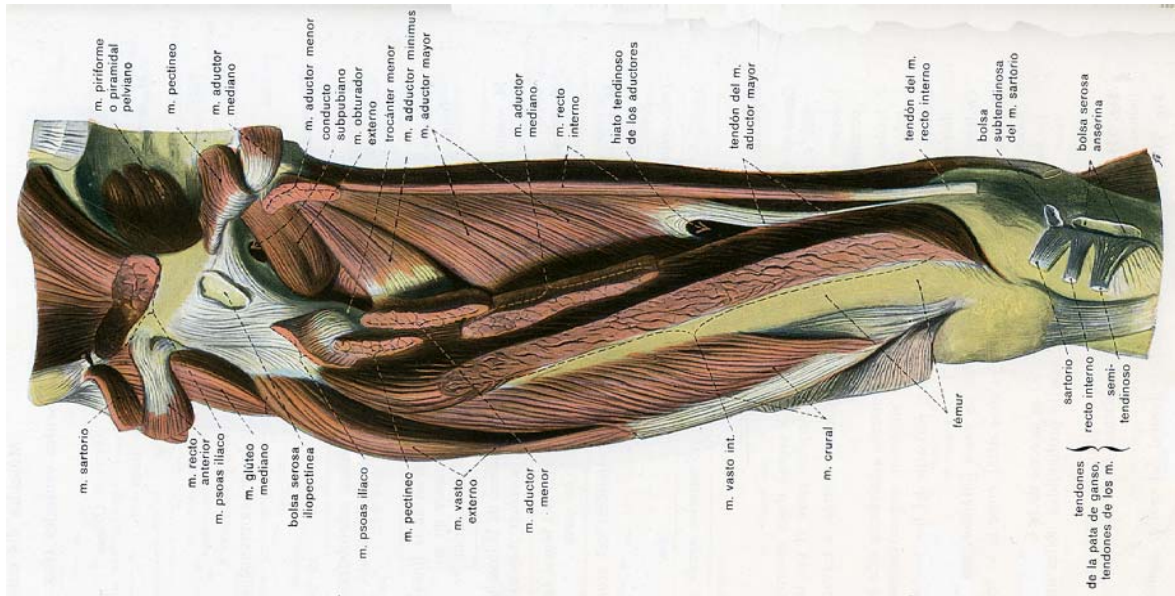


Figura 1.2.11
Visió anterior

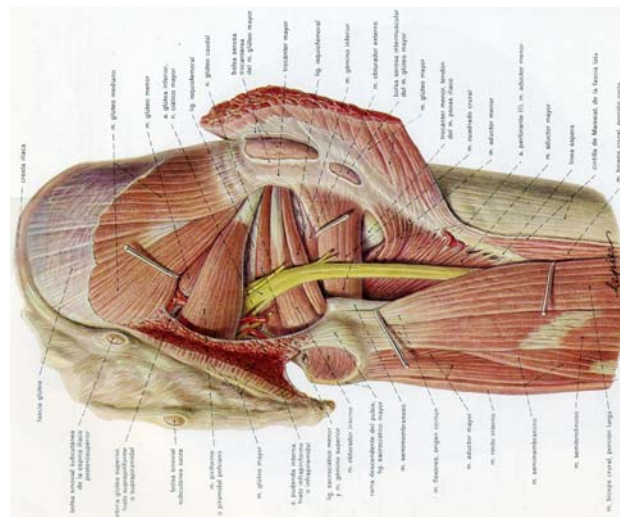


Figura 1.2.12
Visió posterior, pla profund

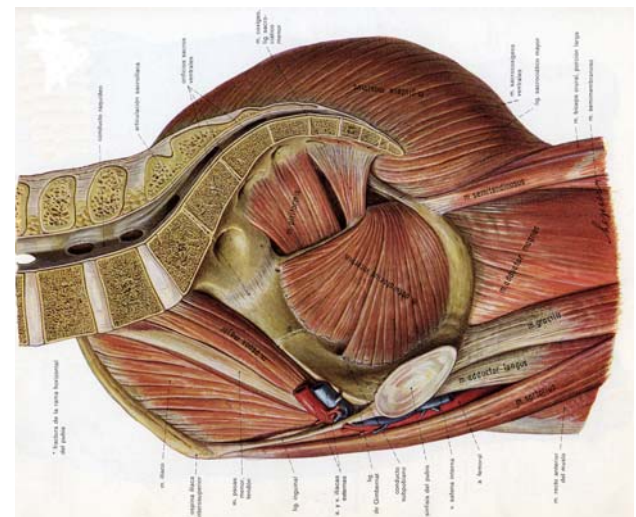


Figura 1.2.13
Visió lateral, pla profund

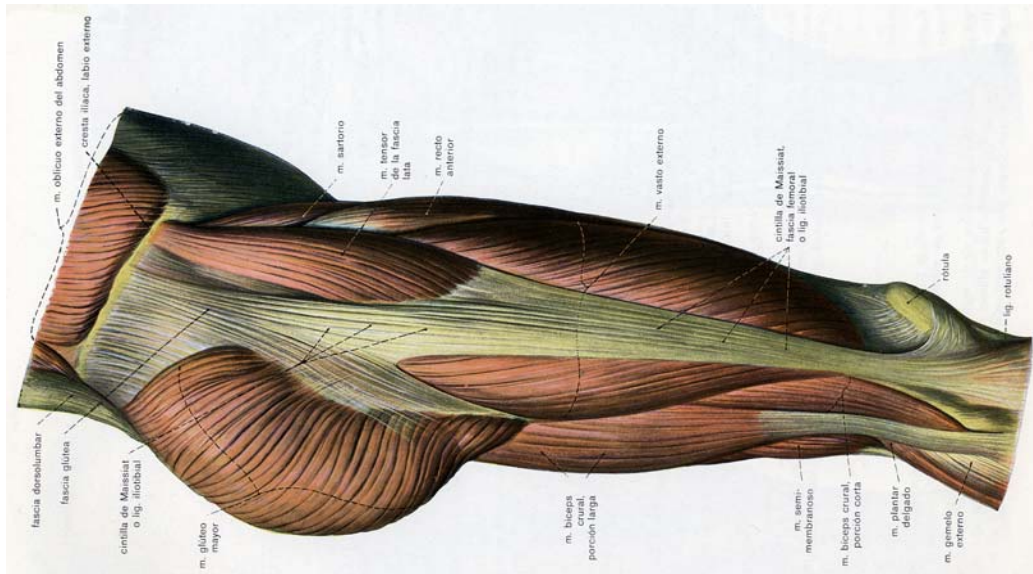


Figura 1.2.14
Visió lateral, pla superficial
(Sobotta, 1974) 13

MÚSCULS DE LA CARA LATERAL

MÚSCULS DE LA CARA ANTEROINTERNA

1.3 BIOMECANICA

- 1.3.1 Forces que actúen sobre el maluc**
- 1.3.2 Centralització del cap i allargament del braç de palanca dels abductors**
- 1.3.3 Longitud i desplaçament del coll**
- 1.3.4 Diàmetre del cap i el coll**
- 1.3.5 Coeficient i par de fricció**
- 1.3.6 Desgast**
- 1.3.7 Lubricació**
- 1.3.8 Transferències de càrregues a l'os**

1.3 BIOMECÀNICA

Els components de l'artroplàstia han de suportar durant molts anys càrregues cícliques mínimes de 3 a 5 vegades el pes corporal, que poden arribar a ser de 10 a 12 vegades en determinades activitats. Les causes principals de fallida són la infecció, la luxació, l'afluixament de la tija i de la còtila i el desgast del polietilè. Les dues últimes són a llarg termini. En general s'ha de conèixer la biomecànica del maluc i de la seva artroplàstia per realitzar la substitució de forma adequada, seleccionar correctament els components, resoldre possibles problemes durant o després de l'acte quirúrgic i aconsellar el pacient sobre les activitats que podrà realitzar posteriorment.

1.3.1 FORCES QUE ACTUEN SOBRE L'ARTICULACIÓ DEL MALUC

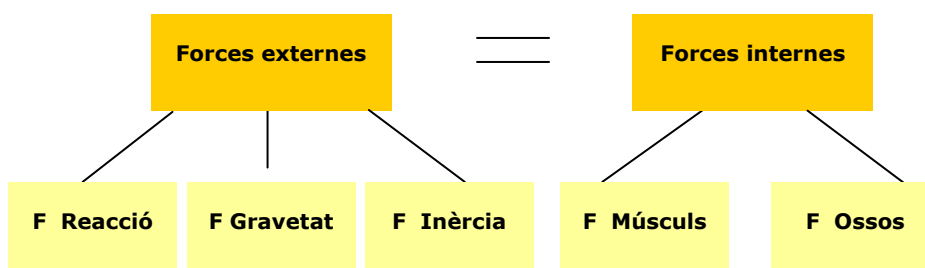
Les forces i moments que actuen sobre l'articulació coxo-femoral tenen:

1. Origen extern:

Forces de reacció terrestre o de contacte amb el terra, forces de gravetat o pes de l'extremitat, i forces d'inèrcia per executar el moviment que estigui realitzant.

2. Origen intern:

Forces dels músculs i lligaments que s'originen per sobre l'articulació i la sobrepassen, i forces de contacte entre el cap femoral i la còtila. Aquestes forces s'han de contrarestar mútuament.



El pes corporal es pot representar com una càrrega aplicada amb un braç de palanca (B-X) que va des del centre de gravetat del cos (X), situat a la línia mitja per davant de la segona vèrtebra sacra, fins al centre del cap femoral (B). La musculatura abductora,

que té un braç de palanca de la cara lateral del trocànter fins al centre del cap femoral (A-B) ha de crear un moment igual per mantenir la pelvis anivellada durant el recolzament amb un sol peu i un moment major per bascular la pelvis cap al cantó que recolza durant la marxa o la carrera. Com que la relació entre la longitud del braç de palanca del pes corporal i el de la musculatura abductora és de 2,5:1, la força d'aquests músculs ha de ser almenys 2,5 vegades superior al pes corporal per poder mantenir la pelvis anivellada durant el recolzament amb un sol peu. Es considera que la càrrega sobre el cap femoral durant la fase de suport de la marxa és la suma de les forces creades per abductors i pes corporal, que equival almenys a tres cops el pes. Durant l'aixecament de l'extremitat en extensió, la càrrega que rep el cap és similar. Per tant, l'excés de pes i l'activitat física intensa augmenten de forma significativa les forces que poden afluixar, doblgar o trencar la tija femoral (Figura 1.3.1).

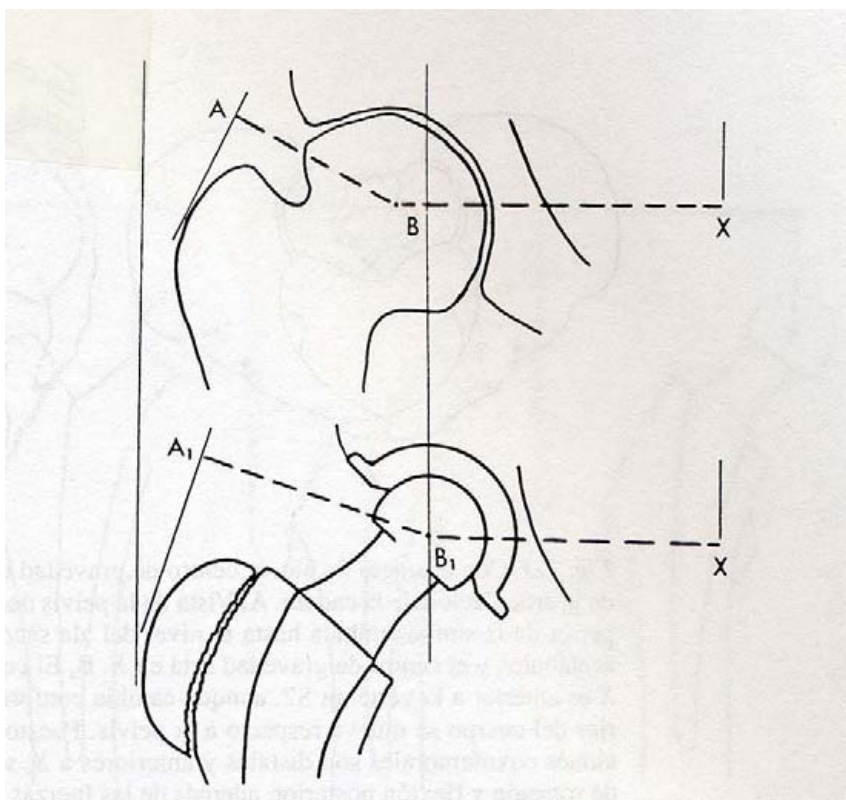


Figura 1.3.1

Braços de palanca que actuen sobre el maluc. El centratge del cap escurça el braç de palanca B-X i la reinserció lateral del trocànter allarga el braç de palanca A-B.

(Campbell, 1998)

En quedar el centre de gravetat posterior a l'eix de l'articulació, les forces actuen en un pla coronal però també sagital, és a dir, hi ha forces de rotació i flexió posterior. Augmentant la secció transversal de la part proximal de la tija s'omple millor la metàfisi i millora l'estabilitat a la torsió. També és convenient conservar un segment llarg del coll femoral i que la secció distal de la tija sigui rectangular arrodonida.

L'anàlisi biomecànica de l'articulació tenint en compte les forces de contacte del terra durant la marxa mostra (Figura 1.3.2):

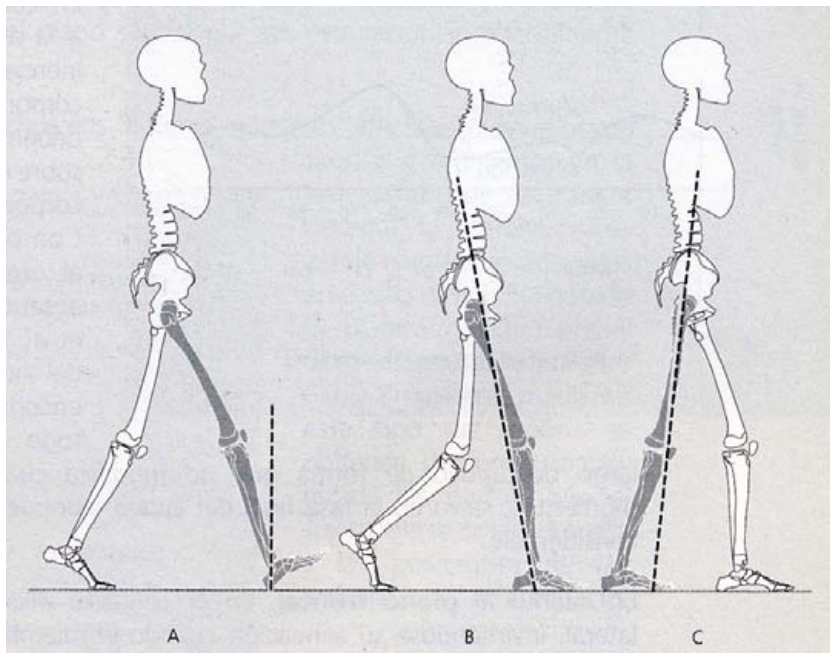


Figura 1.3.2

A) Moment flexor en el contacte inicial degut a la situació anterior de la força de reacció. B) A la fase inicial de recolzament, la reducció del braç de palanca implica un menor moment. C) a la fase mitja del recolzament la línia d'acció de la força de reacció passa molt a prop del maluc, essent el moment quasi nul.

(Comín *et al*, 1998)

- En el pla sagital: a l'inici del recolzament, el maluc està en flexió i hi ha d'haver un gran moment extensor per compensar-ho. Al 20% d'aquesta fase, la força de contacte amb el terra s'alineja amb l'articulació, per la qual cosa el moment és nul. Després, inicia l'extensió amb la qual cosa es genera un moment flexor que contraresta fins el doble recolzament. A la fase d'oscil·lació, l'articulació torna a flexionar-se. La major part del treball succeeix en aquest pla vertical.
- En el pla frontal: a l'inici del recolzament la força és lleugerament lateral. Però en progressar la càrrega es genera un moment adductor fins al recolzament bipodal. Un 23% del treball total de l'articulació ocorre en aquest pla (Figura 1.3.3).

Quant a la repetició de les dades, la cadència, és a dir, el nombre de passos per unitat de temps, influeix bàsicament en la magnitud dels moments màxims, aconseguint una estabilització més ràpida a altes cadències. L'edat no modifica substancialment el patró ni la magnitud dels moments, però, en augmentar, disminueix la variabilitat intersubjectes. Si existeixen altres patologies a l'extremitat inferior, el moment extensor de la fase inicial de recolzament s'allarga.

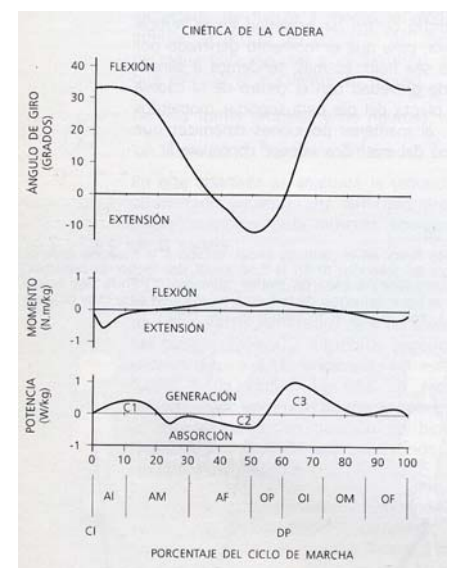


Figura 1.3.3

Biomecànica del maluc al pla sagital durant la marxa en cadència lliure

(Comín *et al*, 1998)

Les forces de contacte ossi durant la marxa humana arriben a ser de fins a 5 cops el pes corporal de l'individu, essent màximes a la fase inicial del recolzament. En altres activitats poden ser superiors, com en pujar escales, en què a més augmenten també les forces de contacte en altres direccions a més de la vertical (Figures 1.3.4 i 5).

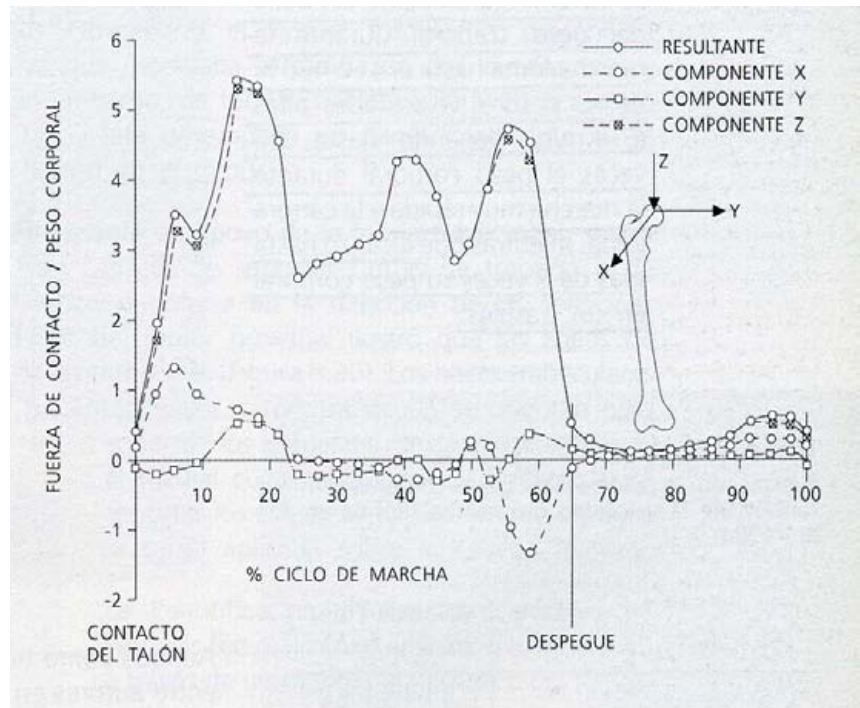


Figura 1.3.4

Força de contacte ossi al maluc durant la marxa (Seireg i Arvikar, 1975)

(Comín et al, 1998)

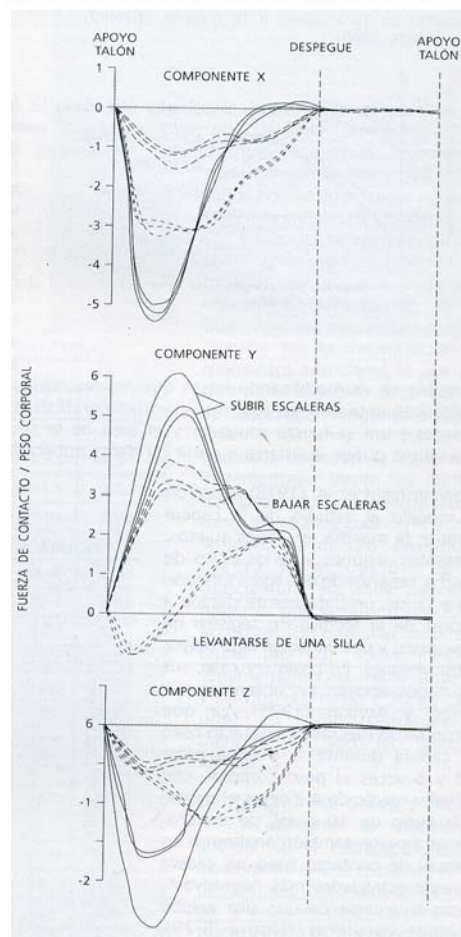


Figura 1.3.5

Força de contacte ossi al maluc durant diferents AVD. Eix X: anterior, eix Y: vertical, Eix Z: lateral (Crowninshield et al., 1978)

(Comín et al, 1998)

En augmentar la velocitat de la marxa o la cadència i la longitud del pas, aquestes forces de contacte ossi del maluc també augmenten.

Els principals músculs implicats en la compensació i el control del maluc són el quàdriceps, el grup abductor, els ísquio-tibials i el sartori. Pauwels, l'any 1951, va demostrar que el TFL té un paper important a l'hora de reduir les tensions originades amb la flexió del fèmur, tant de tracció com

de compressió. Més tard es va confirmar que l'orientació de les trabècules al terç proximal del fèmur ve condicionada pels esforços que han de suportar, que són de tracció de la musculatura a la cortical lateral i de compressió per la càrrega suportada sobre el cap femoral a la medial, per sota el trocànter menor. En general l'os és més resistent a la compressió que a la tracció.

A la còtila, les tensions de la seva superfície es concentren a la part superior i posteromedial, fet que varia amb la substitució protètica cimentada, en què les tensions màximes passen a la part anterolateral i poden ser fins a cinc cops més elevades que a la còtila normal.

Al cap femoral les tensions màximes s'enregistren a la part lateral, zona que contacta amb la cúpula acetabular. És important tenir en compte que l'àrea de contacte no varia de forma significativa al augmentar la càrrega, de manera que l'increment de càrrega suposa un augment de tensió local. S'han fet estudis instrumentant la superfície del cap que ho confirmen.

Si augmenta el temps de contacte, el que s'ha vist és que sí augmenta l'àrea de contacte hi ha una uniformització en el repartiment de les càrregues, demostrant que el cartílag, amb les seves propietats viscoelàstiques, actua com un distribuïdor de càrregues davant els esforços lents, però no queda tant clar davant els esforços ràpids. Això també explica la distribució del cartílag en les zones d'altres tensions al cap femoral.

1.3.2 CENTRALITZACIÓ DEL CAP I ALLARGAMENT DEL BRAÇ DE PALANCA DELS ABDUCTORS

Inicialment, durant la intervenció, s'intentava corregir els braços de palanca amb la finalitat d'escurçar el del pes corporal profunditzant la còtila i centralitzant així el cap, i allargar el dels abductors reinserint el trocànter en una posició més lateral. En teoria amb aquestes correccions es pot disminuir la càrrega de l'articulació un 30%. Però ara es prioritza el fet de conservar el màxim os subcondral de la pelvis i cada vegada s'utilitza menys l'osteotomia de trocànter.

La localització del centre de rotació del cap també és important, i s'ha d'intentar conservar l'anatòmic ja que és la posició en què les forces articulars són menors.

1.3.3 LONGITUD I DESPLAÇAMENT DEL COLL

Per tal de reproduir al màxim el centre de rotació normal del cap femoral s'haurà de determinar de forma precisa l'altura i el desplaçament medial, que depenen de la longitud del coll. En general, oscil·la de 25 a 50 mm i per cada mida de tija es pot ajustar de 8 a 12 mm.

L'altura vertical del cap es mesura prenent la distància del trocànter menor al centre del cap, i és molt important restaurar-la durant la intervenció per tal de corregir la longitud de l'extremitat.

Disposar de varies longituds de coll per cada tija permet fer aquest ajustament.

El desplaçament medial és la distància del centre del cap a una línia que passa per l'eix de la part distal de la tija. Aquesta distància modifica la longitud del braç de palanca del moment abductor: si és menor provoca un augment de les forces de contacte articular que poden desencadenar luxació, i si és major origina majors forces a l'interior de la tija i al ciment que poden provocar fractura o afluijament, si bé amb la introducció de superaliatges és infreqüent la fractura. En general el desplaçament medial ve condicionat pel disseny de la tija (Figura 1.3.6).

L'angle cèrvico-diafisari està al voltant de 135 graus.

La versió és l'orientació del coll respecte al pla coronal i pot ser anterior o posterior. En condicions normals hi ha de 10 a 15 graus d'anteversió. L'anteversió excessiva pot produir luxació anterior i la presència de retroversió afavoreix la luxació posterior.

1.3.4 DIÀMETRE DEL CAP I EL COLL

La profunditat del revestiment intern de la cúpula, les seves vores bisellades i el major diàmetre del cap femoral en relació al coll permeten un major grau de mobilitat abans que el coll xoqui amb la còtila (Figura 1.3.7).

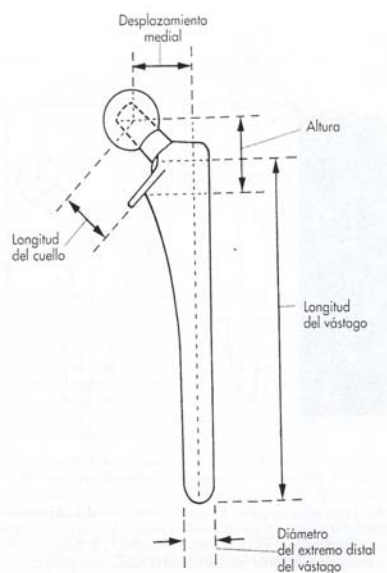


Figura 1.3.6

Característiques del component femoral
(Campbell, 1998)

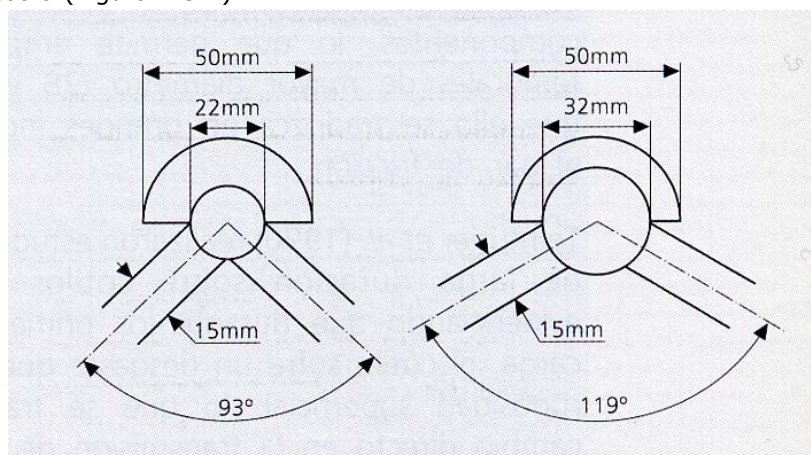


Figura 1.3.7

Rang màxim de moviment per a caps de 22 i 32 mm i coll de 15 mm de diàmetre

(Comín et al, 1998)

La còtila de Charnley és 2 mm més profunda que el radi del cap, amb la qual cosa aquest queda àmpliament recobert i en ser petit, implica un diàmetre del coll similar perquè resulti suficientment fort. En canvi, la còtila per als caps de 32 mm dona cobertura equatorial amb una profunditat igual al radi del cap, té una major relació entre els diàmetres de cap i coll i permet major mobilitat (Figura 1.3.8).

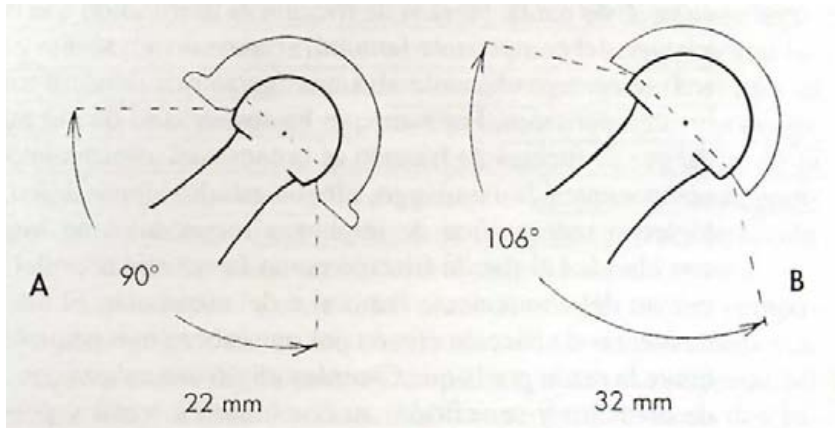


Figura 1.3.8

Rang de moviment de caps de polietilè petits i grans. La cúpula Charnley de 22 mm és 2 mm més profunda que el radi del cap i només permet 90° de moviment perquè el coll xoca amb la cúpula. El cap de 32 mm de diàmetre queda menys recobert i pot arribar a 106° de moviment.

(Campbell, 1998)

En teoria, un cap de major diàmetre necessita un major desplaçament per luxar-se que un de menor diàmetre, però no hi ha evidències clíniques que la incidència de luxació sigui diferent per la dimensió del cap femoral.

La forma del coll oval o trapezoïdal permet major flexoextensió i abducció.

1.3.5 COEFICIENT I PAR DE FRICCIÓ

És la mesura de la resistència al moviment d'un objecte sobre un altre, i depèn dels materials usats, l'acabat de la seva superfície, la càrrega, la temperatura i l'ús o no d'un fluid lubricant. A les articulacions normals es considera que està entre 0,008 i 0,02. Al cas concret de les articulacions metall-polietilè d'alta densitat és del voltant de 0,02. Si el coeficient de fricció és alt produeix desgast.

Quan hi ha un moviment al maluc es produeix un par de forces de fricció equivalent al producte de la força de fricció per la longitud del braç de palanca, és a dir, la distància que recorre un punt de la superfície del cap durant un arc de moviment determinat. La força de fricció depèn del coeficient de fricció, la càrrega aplicada i l'àrea de contacte entre el cap i el revestiment intern, essent menor en disminuir el diàmetre del cap. Aquest parell de forces es transmet a la còtila, a la tija, al ciment i la interfase ciment-os, i tendeix a torsionar els components, i se sospita que aquesta és la causa d'afluixament dels components.

Per aquests motius Charnley va usar caps de menor diàmetre (22 mm) metàl·lics i còtils de polietilè d'alta densitat; s'anomena també la seva pròtesi artroplàstia de baixa fricció.

La superfície externa de la còtila irregular possibilita una major àrea de contacte entre ciment i os, fet que redueix la pressió per unitat de superfície.

1.3.6 DESGAST

És la pèrdua de material de les superfícies de la pròtesi com a conseqüència del moviment entre elles. Aquest material es perd com a partícules residuals o detritus. Es descriuen tres tipus de desgast:

1. Abrasiu:

La superfície més dura produeix solcs a la més tova.

2. Adhesiu:

El material més tou es transfereix com una fina pel·lícula a la superfície més dura.

3. Per fatiga:

La càrrega repetida produeix fissures i partícules sota la superfície, o es formen làmines de material que després es desprenen i se separen de la superfície.

A l'artroplàstia de maluc se solen veure els dos primers tipus.

Els factors causants del desgast són:

- El coeficient de fricció dels materials i el seu acabament superficial.
- La duresa dels materials.
- La càrrega aplicada.
- La distància del lliscament a cada cicle, que depèn del diàmetre del cap i el moviment del maluc.
- El nombre de cicles que es repeteixen al llarg del temps.

La zona de major desgast de la cara interna de la còtila és la part superior en línia d'inclinació de 10-15 graus cap a la línia mitjana, on es rep el pes del cos sobre el cap femoral. Aquest major desgast defineix una cresta que separa l'àrea desgastada de la que no ho està. També hi ha desgast als marges de la còtila pel xoc del coll femoral.

Per estudiar el desgast de nous dissenys s'ha de simular el moviment del maluc, que és multidireccional.

Els estudis radiogràfics només mostren el desgast lineal, i els estudis *in vitro*, el desgast volumètric de les partícules alliberades o del canvi en l'alçada de l'implant. Però en general el desgast s'expressa com la distància lineal de penetració del cap al polietilè.

Els detritus del desgast del polietilè originen una resposta tissular adversa amb reabsorció òssia induïda per macròfags a la interfase ciment-os, que acaba produint l'afluixament de la còtila cimentada. Actualment, segons la teoria del tercer cos, s'accepta que el desgast del polietilè és el principal element que limita la duració de l'artroplàstia de maluc.

Bartel i cols. van trobar amb una anàlisi d'elements finits (FEA) que les forces augmenten molt quan el polietilè té un gruix inferior a 5 mm, amb alt risc de desgast prematur. Així, en el cas d'usar un suport metàl·lic a la còtila, s'ha d'assegurar alhora un gruix mínim de polietilè. El pes molecular del polietilè també influeix en la seva resistència al desgast, així com els processos de fabricació i esterilització que afavoreixin l'oxidació.

S'ha de buscar la major congruència articular per disminuir les tensions locals i el desgast, ja que una mala congruència fa que la còtila treballi a flexió per la transmissió de càrregues al fons, i provoca que la perifèria de la còtila rebi tracció que tendeix a afluixar la interfase os-implant.

Quant al diàmetre del cap, el major desgast lineal s'ha vist amb caps de 22 mm, el major desgast volumètric, amb els de 32 mm i el menor desgast lineal s'ha vist amb caps de 28 mm, per la qual cosa es creu que els caps de mesura intermèdia són els que tenen millors característiques de desgast.

1.3.7 LUBRICACIÓ

En condicions normals el líquid sinovial actua com a lubricant, i redueix la fricció entre superfícies. En l'artroplàstia de maluc, però l'acoblament del cap amb la còtila, sobretot a l'àrea superior de més desgast, és tal que només una petita quantitat de líquid sinovial pot entrar en l'articulació. En realitat es desconeix quant líquid entra i com altera la fricció i el desgast.

1.3.8 TRANSFERÈNCIES DE CÀRREGUES A L'OS

Les distribucions tensionals associades al mecanisme de fixació i transferència de càrregues determinen la vida de l'implant a

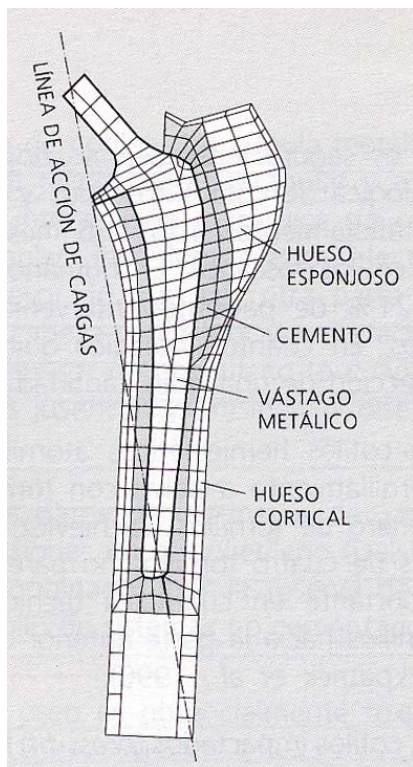


Figura 1.3.9

Exemple d'un model d'elements finits bidimensional d'una tija de maluc cimentada

(Comín et al, 1998)

llarg termini, ja que l'afluïxament s'associa a la fallada en la interfase ciment-os o metall-ciment; en el cas d'implants no cimentats hi ha resorció òssia distal per remodelació òssia adaptativa davant càrregues no fisiològiques. En qualsevol cas, és el patró de transferència de càrregues el que determina l'evolució de l'artroplàstia.

Per estudiar com és aquesta transferència de càrregues ha estat molt útil l'anàlisi d'elements finits o AEF, que consisteix en un model geomètric creat per ordinador dividit en petits elements als quals s'atribueixen propietats mecàniques (mòdul elàstic i coeficient de Poisson). S'identifiquen les condicions de l'entorn (càrregues externes, desplaçaments i modelació de la interfase entre materials) i s'analitzen les tensions i deformacions que pateix el model d'acord amb les lleis de la teoria de l'elasticitat. D'aquesta manera es podrà preveure el comportament d'un nou implant i optimitzar el disseny protètic, conèixer la influència de variables de disseny (com ara les característiques de la cimentació, presència de collar, recobriment porós, etc.) o de l'estat ossi en la distribució de tensions i la possible remodelació òssia adaptativa enfront càrregues. Fins i tot es pot predir l'evolució en el temps per a un pacient i per a una tècnica quirúrgica determinada (Figura 1.3.9).

Les càrregues transferides al fèmur depenen del material amb què està fabricada la tija, la geometria, el diàmetre, el mètode i l'extensió de la seva fixació. Aquestes càrregues són desitjables ja que representen un estímul per mantenir la massa òssia i prevenir l'osteoporosi per desús.

Si l'elasticitat de la tija és alta, aquesta té menor càrrega i en canvi augmenta al ciment i a l'os del voltant. Aquest seria el cas de tiges metàl·liques amb mòduls d'elasticitat baixos, com el titani. En aquests casos, en augmentar el diàmetre de la tija, augmenta la seva resistència, però també la seva rigidesa, cosa poc convenient. Si s'usen tiges amb major mòdul d'elasticitat o major rigidesa, major longitud i àrea transversal, augmenta la càrrega a la tija i disminueix al ciment i al terç proximal de fèmur, fet que protegeix de la càrrega i causa remodelació òssia per reabsorció.

L'àrea de major pèrdua de densitat òssia és la cortical proximal interna. Es creu que amb l'ús de collar a la tija femoral la càrrega axial recau en aquesta zona medial del coll i disminueix la reabsorció òssia i les càrregues al ciment proximal.

En augmentar el diàmetre de la tija, augmenta la seva resistència a la flexió i es protegeix el fèmur proximal de la càrrega, amb la qual cosa hi ha una reabsorció òssia. El grau i la localització d'aquesta reabsorció és variable però es relaciona amb la densitat mineral òssia del fèmur contralateral, de manera que, si aquesta ja era baixa abans de la cirurgia, hi ha un major risc de pèrdua òssia addicional. De tota manera, aquesta pèrdua òssia se sol estabilitzar als 2 anys. Es creu que materials amb mòdul d'elasticitat més baix i geometries de la tija que disminueixin la resistència a la flexió poden reduir aquesta remodelació femoral.

Rohlmann i col·laboradors van analitzar l'efecte de la longitud de la tija en les tensions i la transferència de càrregues de la tija al fèmur. Van observar que per sobre de 100 mm hi havia pocs canvis, excepte en sistemes *press-fit*, en què Tanner i col·laboradors van posar de manifest que les tensions a la interfase de la zona lateral distal augmenten amb l'augment de longitud de la tija.

Crowninshield va analitzar les tensions transmeses al ciment en funció de la secció de la tija i va recomanar evitar dissenys amb arestes vives, que concentren tensions i poden originar esquerdes per fatiga al ciment, i tenir en compte que, a major rigidesa, menor transmissió de tensions al ciment.

Hi ha quatre sistemes de fixació protètica:

1. Cimentació amb polimetilmetacrilat (PMMA):

Constituint per PMMA en pols i un monòmer líquid de metilmetacrilat. Amb preparació manual resulta un ciment de característiques mecàniques molt variables, en canvi amb la barreja mecànica per centrifugació s'obté una resistència d'un 5 a un 10% superior i amb propietats mecàniques menys variables. Amb la centrifugació al buit el ciment té menys porositat i millors propietats mecàniques.

2. Ajustament mecànic o *press-fit*:

La tija es fixa a la cavitat de l'os, que és de diàmetre lleugerament inferior. Les còtils metàl·liques tenen rosques o espícules i les tiges tenen forma acunada, aletes o ranures per augmentar la fixació primària. Ara potser només són aplicables a pacients amb baixos requeriments mecànics ja que no resisteixen esforços importants de tracció i tenen una elevada incidència d'enfonsament. Si la superfície és rugosa s'obté un major contacte amb l'os que amb superfícies poroses o llises.

3. Recobriment porós:

Possibilita el creixement ossi entre els intersticis de la capa porosa, amb la qual cosa s'obté una fixació biològica estable i resistent. Sembla que aquest creixement ossi depèn de la porositat de la superfície i del moviment relatiu entre l'implant i l'os.

4. Recobriment amb hidroxiapatita:

Intenta aconseguir una unió per la connexió química entre l'os i la hidroxiapatita, que té una composició similar a la fase inorgànica de l'os. Els resultats clínics són similars als obtinguts amb pròtesis cimentades.

Els sistemes cimentats tenen un patró típic en flexió pel fet que la càrrega és excèntrica, i pateix compressió a la superfície medial i tracció a la lateral, que va disminuint gradualment des del terç proximal fins a la punta de la tija. A la interfase hi ha dues zones de major concentració de tensions: la proximal i la distal. Aquestes tensions són de compressió a la part proximal medial i distal lateral, i de tracció a la zona central i distal medial. Aquestes últimes causen l'afluixament ja que la interfase cimentada no tolera tracció. S'ha vist que modificant l'amplada de la tija es pot aconseguir un disseny òptim que redueixi aquestes tensions màximes, i disminueixi el risc de fracàs del ciment. També s'ha vist que a llarg termini es pot formar una membrana fibrosa entorn de la capa de ciment que fa que es generin concentracions de tensions molt altes al ciment i a l'os de la zona proximal medial i distal lateral. A la zona medial, el desenganxament de la interfase i els micromoviments per la pèrdua d'estabilitat poden portar resorció òssia i la creació d'aquesta membrana.

Als sistemes no cimentats totalment recoberts i osteointegrats, els patrons de tensions són similars. Però com que no hi ha ciment, la secció de la tija és més gran i augmenta la rigidesa del sistema, amb la qual cosa les càrregues transferides al fèmur proximal disminueixen fins a un 30%. Amb l'ús de tiges amb revestiment porós es veu hipertròfia òssia localitzada a l'extrem final, on contacta amb la cortical, i disminució de l'os cortical i esponjós proximal per la protecció enfront la càrrega.

Als sistemes no cimentats amb ancoratge a pressió o *press-fit*, com que la interfase no és un element d'unió sinó de suport, el patró de transferència de càrregues és molt diferent. Aquesta transferència es produeix per compressió a les parets del canal

femoral de forma circumferencial, i les tensions són molt més elevades que en condicions normals. Tenen l'inconvenient de que aquestes tiges migren distalment fins establir-se dins el canal, i aquesta migració depèn de la força d'impactació durant l'acte quirúrgic, la qualitat del teixit ossi femoral i la conicitat de la tija. Per tal de millorar la seva estabilitat primària és important que no hi hagi fenestracions a la zona proximal per assegurar el major contacte possible, i s'ha vist que l'ús d'un collar que recolzi en el càlcar i el recobriment porós parcial o total també són favorables. El càlcar fa que es transfereixin més tensions a la zona proximal del fèmur (Figura 1.3.10).

Weinans va observar que amb sistemes cimentats d'aliatge de titani hi ha una resorció òssia a llarg termini del 23% a la zona proximal de la cortical medial, mentre que amb sistemes no cimentats d'aliatge de crom-cobalt es troben resorcions del 76% per la seva major rigidesa i menor transferència de càrregues a l'os.

A la còtila, l'increment de l'espessor del ciment redueix dràsticament les tensions al propi ciment i a l'os esponjós, i s'obté una distribució de tensions molt uniforme amb espessors de ciment de 5 mm.

Jin va fer un estudi de tensions en el contacte cap-còtila i va trobar que la tensió màxima depèn molt més de majors diferències entre el radi del cap i la còtila que de l'espessor del polietilè, sobretot si aquest és superior a 14 mm. És a dir, el que succeeix és que com més estricta és la congruència articular menors són les tensions. Aquesta tensió màxima també disminueix amb el quadrat del diàmetre del cap femoral. En canvi, hi ha una relació lineal entre la tensió màxima de contacte i la força aplicada al contacte articular (Figura 1.3.11).

La presència d'irregularitats a la superfície externa de la còtila determina la resistència de la fixació a les càrregues de torsió.

Si la còtila no és cimentada s'ha d'usar suport metàl·lic per obtenir fixació esquelètica, i s'ha d'intentar que el contacte amb l'os subcondral sigui en una àrea extensa per maximitzar la superfície de penetració òssia i evitar la concentració excessiva de càrregues

3,8,10

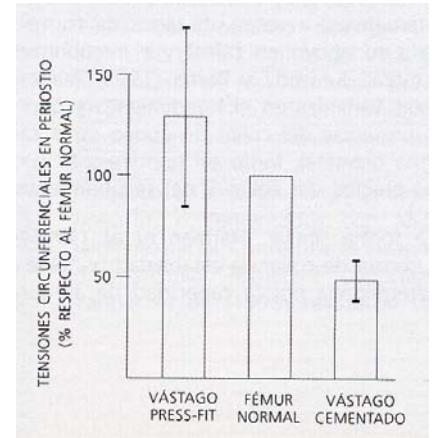
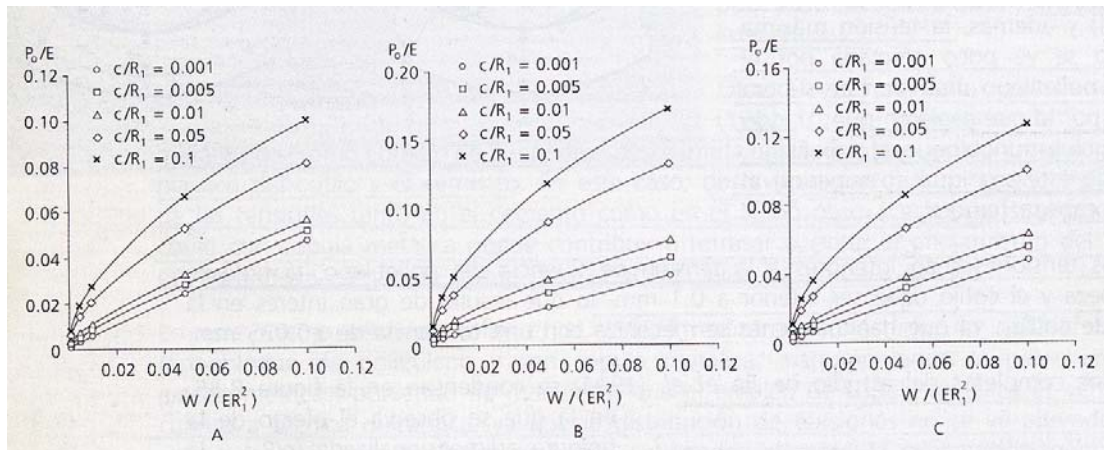


Figura 1.3.10

Tensions circumferencials al periosti femoral en implants cimentats i no cimentats

(Walker et al, 1987)



C/R_1 amplitud entre el cap i la còtila
 $W/(ER_1^2)$ càrrega
 P_0/E tensió màxima de contacte

Figura 1.3.11

Tensió màxima de contacte. A) còtila monobloc de polietilè $d/R=1$. B) Còtila amb cúpula metàl·lica $d/R=0,25$. C) còtila amb cúpula metàl·lica $d/R=0,5$

(Jin 1994)⁸

1.4 DEFINICIÓ

- 1.4.1 Indicacions de l'ATM**
- 1.4.2 Consideracions quirúrgiques i de disseny**
- 1.4.3 Resposta de l'entorn biològic**

1.4 DEFINICIÓ

L'ATM és el sistema protèsic que ha estat més àmpliament estudiat, ja que el maluc va ser la primera articulació en què es va abordar el reemplaçament de forma massiva i amb un èxit relatiu. Així, ha estat un incentiu per a l'estudi de la substitució d'altres articulacions i, fins i tot ara, els problemes que ocasiona el seu fracàs són de referència per al desenvolupament d'altres artroplàsties.

Hi ha molta literatura al respecte, i per això al setembre de 1994 es va fer la segona reunió de consens sobre la substitució total de maluc (la National Institute of Health Consensus Development Conference on Total Hip Joint Replacement), amb la presència de més de 40 experts en cirurgia de maluc i disseny de pròtesis. La principal conclusió va ser que la substitució total de maluc és una opció per a quasi tots els pacients amb malalties de l'articulació que causen molèsties cròniques i trastorn funcional significatiu.

Les qüestions de partida que s'intentaven resoldre eren:

1.4.1 QUINES EREN LES INDICACIONS D'AQUESTA CIRURGIA?

Els objectius són alleujar el dolor i millorar la funció.

Hi ha d'haver evidència radiològica de dany articular, dolor persistent moderat o sever i discapacitat que no millorin amb un tractament conservador. Se solen usar analgèsics i antiinflamatoris no esteroïdals, fisioteràpia, electroteràpia, ajuts de marxa i disminució de les activitats físiques que originin disconfort. Si no s'aconsegueixen els resultats esperats, es planteja l'artroplàstia de substitució explicant els resultats factibles per evitar falses expectatives per part del pacient i de la seva família.

Hi ha aspectes encara desconeguts, com és l'associació de diversos factors de risc i els resultats, per tal de decidir quin és el tractament més adequat per a un pacient determinat. Els instruments de mesura del dolor, de la discapacitat física i de la qualitat de vida percebuda pel pacient s'han d'utilitzar a l'hora de prendre la decisió sobre el tipus de tractament a realitzar.

1.4.2 QUINES CONSIDERACIONS QUIRÚRGIQUES I DE DISSENY S'HAN DE TENIR EN CONTE?

A l'anterior *NIH CDC on Total Hip Joint Replacement* de l'any 1982, el principal problema associat era l'afluixament asèptic. Actualment, les tècniques de fixació, cimentada o no, els dissenys protèsics i els materials han canviat substancialment, i es té un major coneixement de la durabilitat dels components. De tota manera, encara no s'ha resolt el problema de la interfase ciment-metall. Pel que fa als implants no cimentats, els resultats inicials són esperançadors, però no hi ha estudis que tinguin un seguiment tan llarg com amb els cimentats.

L'ús de noves al·leacions i millors dissenys ha minimitzat les fractures de la tija femoral. Les tiges de secció arrodonida eviten estressos elevats al ciment. Encara hi ha controvèrsia sobre la longitud adequada i la localització de les regions poroses o rugoses a les tiges no cimentades. La cobertura metàl·lica de les còtils cimentades no ha demostrat grans millores i es tendeix a eliminar; en canvi en les còtils no cimentades amb recobriment porós s'han observat resultats excel·lents a l'hora d'evitar l'afluixament. L'ús de components modulars pot causar un desgast entre els components que sigui font de detritus i pot contribuir a produir l'osteòlisi i fractures aïllades; per això està poc justificat en artroplasties primàries, però sí que pot ser útil en artroplasties de revisió.

L'índex de revisió de tiges femorals cimentades és menor al 5% als 10 anys, i per còtils no cimentades un 2% als 5 anys. Aquests es consideren els estàndards per comparar nous dissenys.

Igual que a l'anterior consensu, els materials són al·leacions basades en cobalt i titani, ciment de polimetilmetacrilat i polietilè d'ultraelevat pes molecular. Es creu que les partícules de polietilè intervenen en la reabsorció òssia i en el futur afluixament de l'implant i s'estan investigant altres materials que el puguin reemplaçar. Però ara per ara no és possible. Per disminuir aquests detritus per desgast es recomana usar còtils amb un gruix de paret mínima de 6 mm i caps amb diàmetre de 28 mm d'aliatges de cobalt o ceràmica.

Pel que fa als components femorals, són esperançadors els resultats quant a creixement ossi del recobriment amb hidroxiapatita, però manquen estudis a llarg termini.

Els principals problemes relacionats amb el disseny de l'implant són la fixació a llarg termini de la còtila, l'osteòlisi deguda a materials particulars, la resposta biològica a les partícules del material de l'implant i els resultats menys favorables de la cirurgia de revisió.

1.4.3 QUINA ÉS LA RESPOSTA DE L'ENTORN BIOLÒGIC?

La reabsorció òssia o osteòlisi és el principal problema a llarg termini i s'observa en diferents graus en el 30 o 40% de les artroplasties als 10 anys. Pot afectar ambdós components, l'acetabular i el femoral, i un cop apareix sol augmentar i acabar produint afluirament. Es creu que la pèrdua òssia és el resultat de la reacció al tercer cos, partícules materials procedents de l'implant i el ciment. Pot no donar símptomes, per la qual cosa s'ha de descartar amb controls radiològics.

Sembla ser que el material que ocasiona majors reaccions tissulars és el polietilè, i s'han obtingut quantitats significatives d'aquestes partícules als teixits periprotètics. Però també s'han trobat partícules metàl·liques per la fricció de la tija amb l'os.

Es creu que les partícules materials de la pròtesi i el ciment estimulen una resposta inflamatòria, responsable de l'osteòlisi. La fagocitosi de les partícules pels macròfags i cèl·lules gegants de cos estrany sembla ser la primera reacció, i la presència de partícules intracel·lulars s'associa amb l'alliberament de citoquines i altres mediadors de la inflamació que inicien un procés de reabsorció òssia focal a càrrec dels osteoclastes.

La remodelació òssia adaptativa que succeeix a la part proximal del fèmur com a resposta a l'alteració de l'entorn mecànic després de l'artroplàstia depèn de la rigidesa o elasticitat de la tija. Les tiges més elàstiques produeixen menys atrofia cortical proximal. La remodelació òssia se sol observar a les àrees sense estrès i, encara que no es relaciona amb l'afluirament, sí que es relaciona amb l'estabilitat a llarg termini. Els factors relacionats amb aquesta remodelació s'han tingut en compte a l'hora de determinar la localització i l'extensió del recobriment porós de les tiges no cimentades, i s'ha vist que el recobriment proximal s'associa amb menor estrès cortical que el recobriment complet.

En general, es distingeixen dos tipus d'artroplàstia per al maluc:

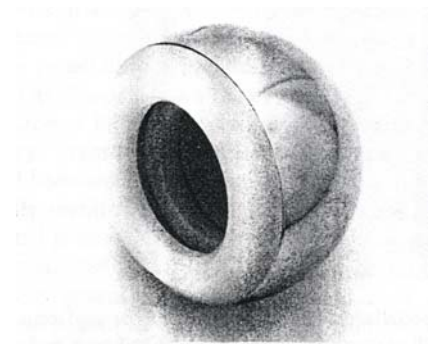


Figura 1.4.1
Pròtesi bipolar
(Osteonics, Allendale, NJ)

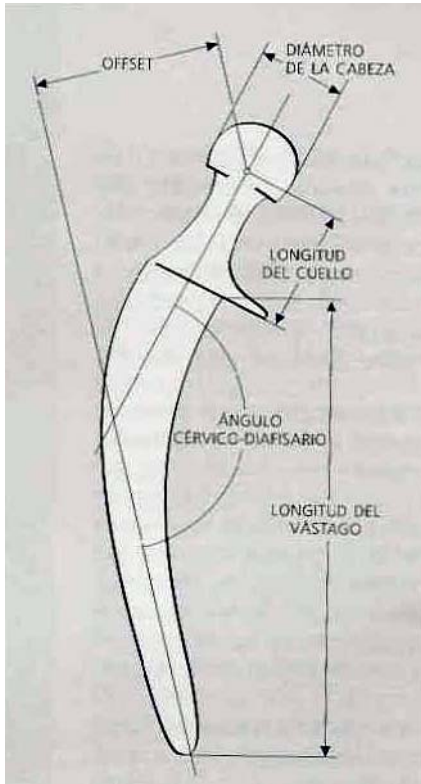


Figura 1.4.2

Component femoral de Charnley

(Comín, 1998)⁸



Figura 1.4.3

Pròtesi Auto-fit

(Ortoimplant, S.A.)

1. Totals:

- Cimentades
- No cimentades

2. Parcial:

- Cèrvico-cefàliques
- Bipolars: consisteixen en una copa acetabular metàl·lica amb un revestiment intern de polietilè que s'acobla a una pròtesi femoral. La copa no està fixada a l'os i per aquest motiu es creu que té menor incidència de protrusió a l'acetàbul que l'artroplàstia parcial (Figura 1.4.1).
- De superfície: en investigació. Es reemplacen només les superfícies articulars afectes amb un recobrimet metàl·lic per al cap i plàstic per a l'acetàbul.

En el cas concret de la pròtesi de Charnley, el component femoral es caracteritza pel fet de ser monobloc, és a dir, amb el cap i la tija d'una sola peça. El seu ancoratge al fèmur és amb cimentació. El diàmetre del cap és de 22,25 mm i la secció del coll és circular. L'angle cèrvico-diafisari és de 130° i l'offset de 45 mm. La base del coll forma una plataforma medial d'uns 6 mm per al recolzament de l'implant sobre el càlcar. La tija és relativament prima i de forma acunçada, amb una secció a la zona metafisària de 2 cm d'amplada i 1 cm d'espessor. Està fabricat en acer inoxidable i tota la superfície és polida.

A la figura 1.4.2 es mostren les característiques d'un component femoral tipus Charnley.

Pel que fa a la còtila, és de polietilè d'ultraelevat pes molecular i també es fixa a l'os per cimentació. Té forma hemisfèrica i el diàmetre intern és el mateix que el del cap femoral. A la superfície externa té unes ranures verticals i horitzontals per millorar el contacte i la fixació del ciment. Hi ha un filferro d'acer per facilitar la interpretació radiogràfica postoperatòria de la posició del còtil.

La pròtesi Auto-fit (Ortoimplant, SA) (Figura 1.4.3), és també monobloc i d'implantació cimentada. El diàmetre del cap és de 28 mm, l'alçada del coll és de 3 mm, el diàmetre de la tija va de 12 a 14 mm i es disposa de tiges de longituds entre 115 i 210 mm. L'angle cèrvico-diafisari és de 135°. La forma de la tija és cònica, de superfície llisa extrapolida, té doble cunya i no té collar. Disposa

d'unes aletes dorsals a la part proximal que en controlen l'assentament final i li confereixen major resistència a la torsió. Està fabricada amb un superaliatge d'acer inoxidable amb alt contingut en nitrogen.

La còtila està fabricada amb polietilè d'alta densitat amb un filferro d'acer inoxidable per al control radiogràfic. A diferència de l'anterior, aquest sistema presenta una vora que permet pressuritzar el ciment i uns espaiadors. El diàmetre intern és de 28 mm i l'extern va de 40 a 51 mm.

A la figura 1.4.4 es mostren algunes còtils de polietilè ^{3,8,15}.

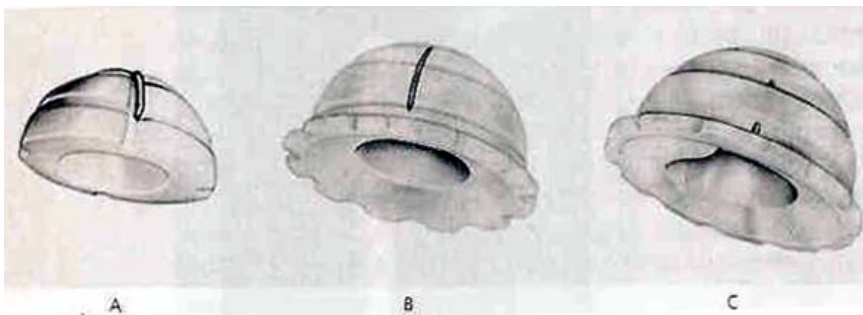


Figura 1.4.4

Algunes còtils de polietilè:

- A) Còtila de Charnley
- B) Còtila amb aletes antienfonsament
- C) Còtila antiluxatoria

(Comín, 1998) ⁸

1.5 INDICACIONES

1.5 INDICACIONS

En el seu origen, la indicació primària de l'ATM era alleujar el dolor incapacitant en pacients de més de 65 anys que no milloraven suficientment amb medis no quirúrgics, i que només tenien com alternativa quirúrgica la resecció de l'articulació o intervenció de Girdlestone. Era secundari el fet de millorar la funció.

A mesura que va anar augmentant l'experiència es va incrementar la llista d'afeccions susceptibles de ser tractades amb aquesta tècnica i es va ampliar l'interval d'edat, considerat de 60 a 75 anys, per incloure pacients més joves i també més grans, tenint en conta la major esperança de vida de la població general. S'ha vist que els resultats es relacionen més amb la comorbiditat que amb l'edat, i es tendeix a intervenir a persones d'edat més avançada si les seves condicions de salut ho permeten.

De tota manera, per a persones joves amb malaltia unilateral l'artròdesi és encara la tècnica d'elecció, sobretot si es tracta d'una persona força activa afectada de necrosi avascular o artrosi secundària a fractura de coll o epifisiòlisi femoral, ja que més endavant també permet la col·locació d'una pròtesi si és necessari. Altres opcions per a joves són les osteotomies subtrocantèrees en varo o valgo, en casos d'artritis hipertròfiques que conserven relativament la congruència articular i una bona mobilitat. Aquestes i altres intervencions que preserven l'articulació permeten que el pacient pugui desenvolupar més activitat física i conservar una major reserva òssia, retardant l'artroplàstia que, no hem d'oblidar, té una duració limitada.

Previ al recanvi articular s'han de seguir unes mesures conservadores com la pèrdua de pes, l'ús de medicació antiinflamatòria, la restricció relativa de l'activitat física i l'ús de bastó, que poden retardar la necessitat de la intervenció. Si a pesar d'això persisteix un dolor nocturn, amb el moviment i amb la càrrega intensa, s'haurà de plantejar la cirurgia.

La indicació ve donada pel dolor i no per la limitació del moviment, coixesa, dismetria o canvis radiològics.

Els índex d'infecció han disminuït molt i es descriu menys d'un 1% al cap de 1 any de la intervenció. La taxa de mortalitat és del 1-2%.

Abans de decidir aquest tractament s'han de descartar trastorns sistèmics o mal estat general que pugessin contraindicar una intervenció electiva major, i si existeixen s'han de compensar abans.

El que si és una contraindicació absoluta és l'existència d'infecció activa a l'articulació o en altres localitzacions.

Els processos que impliquin ràpida destrucció d'os, l'artropatia neuropàtica, una deficiència important de la musculatura abductora o malalties neurològiques ràpidament progressives són contraindicacions relatives.

A continuació es mostra una taula amb els trastorns de l'articulació coxofemoral en què pot estar indicada l'ATM (Taula 5)
3,8,9,15,16.

PRINCIPALS INDICACIONS DE LA ATM

Artritis	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Reumatoide ▪ Reumatoide Juvenil (malaltia de Still) ▪ Espondilitis Anquilosant ▪ Malaltia articular degenerativa (artrosi): <ul style="list-style-type: none"> ▪ Primària ▪ Secundària a: <ul style="list-style-type: none"> ▪ Epifisiòlisi del cap femoral ▪ Luxació/Displàsia congènita de maluc ▪ Coxa plana (malaltia de Legg-Perthes) ▪ Protrusió acetabular ▪ Fractura acetabular ▪ Luxació traumàtica ▪ Hemofília ▪ Hemocromatosi ▪ Artropatia acromegàlica ▪ Ocrònosi ▪ Condrocalcinosi ▪ Gota ▪ Hiperparatiroidisme ▪ Malaltia de Paget
Necrosis Avascular	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Postfractura o luxació ▪ Idiopàtica ▪ Epifisiòlisi del cap femoral ▪ Hemoglobinopaties (malaltia drepanocítica) ▪ Malaltia renal ▪ Induïda per corticoïdes ▪ Alcoholisme ▪ Malaltia de Caisson ▪ Lupus ▪ Malaltia de Gaucher ▪ Pseudoartrosi, fractures trocantèrees i del coll femoral amb afectació del cap
Artritis / o Osteomielitis bacteriana	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Hematògena ▪ Postoperatòria
Tuberculosi	
Subluxació o luxació congènita	
Artròdesi i Pseudoartrosi de maluc	
Reconstrucció fracassada	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Osteotomia ▪ Artroplàstia en cúpula ▪ Pròtesi de cap femoral ▪ Girdlestone ▪ ATM ▪ Artroplàstia amb remodelació superficial
Afectació per tumors ossis del fèmur proximal o l'acetàbul	
Trastorns hereditaris (acondroplàsia, etc)	

Taula 5

Trastorns del maluc que poden abocar a una ATM

(Campbell, 1998)

1.6 COMPLICACIONS

- 1.6.1 Lesions nervioses**
- 1.6.2 Lesions vasculars**
- 1.6.3 Hemorràgies i hematomes**
- 1.6.4 Lesions vesicals i del tracte urinari**
- 1.6.5 Dismetria de les extremitats inferiors**
- 1.6.6 Luxació i subluxació**
- 1.6.7 Ossificació heterotòpica**
- 1.6.8 Tromboembolisme**
- 1.6.9 Fractures**
- 1.6.10 Pseudoartrosi i migració trocantèria**
- 1.6.11 Afluixament asèptic**
- 1.6.12 Osteolisi**
- 1.6.13 Infeccions**
- 1.6.14 Ruptura de material**
- 1.6.15 Altres complicacions**

1.6 COMPLICACIONS

La mortalitat mitjana està al voltant del 1,2%. Les complicacions són més freqüents en persones grans, encara que tenen més relació amb les malalties coexistents que amb l'edat per sí sola.

Podem distingir complicacions tempranes i tardanes. Entre les primeres estan les paràlisis nervioses, l'hemartrosi i el tromboembolisme; entre les segones l'afluixament, la ruptura dels components i l'osteòlisi. N'hi d'altres, com les infeccions, la luxació i la fractura femoral que poden aparèixer en qualsevol moment després de la intervenció.

1.6.1 LESIONS NERVILOSES

Poden succeir per traumatisme quirúrgic directe, tracció, pressió pels separadors, col·locació de l'extremitat, allargament o lesió tèrmica o per compressió deguda al ciment. També s'ha descrit paràlisi del ciàtic per compressió per un hematoma subgluti.

Els nervis que es poden lesionar són el ciàtic, femoral, obturador i peroneal.

Es descriu una incidència entre el 0,7 i 3,5% en artroplasties primàries, i un 7,5% en revisions.

Hi ha uns factors de risc per la lesió del ciàtic i del peroneal com són la cirurgia de revisió, el sexe femení i la quantitat d'allargament.

1.6.2 LESIONS VASCULARS

Són rares, es descriuen un 0,2-0,3%, i en general es descriuen en cirurgia de revisió.

Pel mateix mecanisme de lesió del nervi femoral es poden lesionar l'artèria i vena femorals, és a dir, amb la col·locació del separador davant l'ílio-psoes o durant la capsulectomia anterior. Al extirpar teixits tous i os de l'acetàbul es poden lesionar els vasos obturadors. Al fer la preparació amb la fresa o amb la introducció accidental de ciment a la pelvis es pot lesionar l'artèria ilíaca comuna o la vena ilíaca superficial. Les còtiles no cimentats que es fixen amb visos transacetabulars suposen també major risc de lesions dels vasos ilíacs i obturadors.

Podem trobar problemes tardans com la trombosi dels vasos ilíacs, fístules arteriovenoses i falsos aneurismes. Aquests últims

s'han de sospitar sobretot en pacients amb infeccions postoperatòries del maluc o amb migració del còtil que protueix a la paret medial.

1.6.3 HEMORRÀGIES I HEMATOMES

En general les hemorràgies provenen de branques dels vasos obturadors, vasos d'anastomosis capsulars propers a la inserció del gluti major, vasos circumflexos medials, branques dels vasos femorals, dels glutis inferiors i superiors i dels vasos ilíacs.

S'ha de tenir especial cura en pacients afectes de malaltia de Paget, malaltia de Gaucher, hemofília o altres discràsies sanguínies, o si han estat en tractament amb salicilats, antiinflamatoris, dicumarínics o heparina durant llargs períodes de temps. Quan es practica osteotomia de trocànter hi ha més incidència d'hematomes.

Si l'hematoma ja està instaurat, s'ha d'evitar la contaminació bacteriana i s'han d'administrar antibiòtics profilàctics. A vegades s'ha de desbridat i fer un tancament diferit per reduir el risc d'infecció.

1.6.4 LESIONS VESICALS I DEL TRACTE URINARI

Es descriu infecció vesical en el 7-14% artroplàsties. Al preoperatòri s'ha de descartar infecció actual i en pacients amb història d'infeccions recidivants s'han d'administrar antibiòtics profilàctics.

En general s'evita el sondatge al postoperatori i, si és necessari, es fa profilaxi antibiòtica. Als pacients amb obstrucció per hipertròfia prostàtica es recomana practicar la resecció transuretral abans de la cirurgia de maluc.

Lesions directes són rares, encara que s'ha descrit fístula per escapament de ciment des d'un orifici d'ancoratge de la còtila.

1.6.5 DISMETRIA DE LES EXTREMITATS INFERIORS

Amb l'amidament amb plantilles preoperatòries i l'amidament intraoperatòri actualment es descriuen a la literatura diferències superiors als 5-6 mm només entre un 2,5% i un 8% dels pacients. De tota manera, s'ha d'informar al pacient que no és possible assegurar que les dues extremitats quedin amb la mateixa longitud.

S'ha d'evitar un escurçament per excessiva resecció del coll o l'ús d'una pròtesi amb coll massa curt, ja que augmenta el risc de luxació per tensió inadequada dels teixits tous.

Diferències inferiors a 1 cm en general són ben tolerades i amb el temps tendeixen a ser menys percebudes, però quan es produeix un allargament de més de 2,5 cm hi ha risc de paràlisi ciàtica i de coixesa amb marxa basculant.

A vegades, la dismetria és aparent i es pot veure un escurçament per una contractura en flexió i adducció, o un allargament per contractura en abducció que causi basculació pèlvica. En aquests casos la instauració d'un programa d'exercicis d'estirament adequat sol corregir la dismetria.

1.6.6 LUXACIÓ I SUBLUXACIÓ

Es descriu una incidència del 3%. És més freqüent en dones i sol succeir durant els tres primers mesos postoperatoris.

Hi ha uns factors de risc com són la història de cirurgia prèvia al maluc, l'abordatge quirúrgic posterior, el posicionament defectuós dels components, el xoc del fèmur amb la pelvis o osteòfits residuals, el xoc del coll amb el marge de la còtila, la tensió inadequada dels teixits tous, la debilitat dels múscles abductors, la pseudoartrosi del trocànter major, i les postures extremes al postoperatori inicial.

S'ha de sospitar davant la presència de dolor excessiu al mobilitzar el maluc, posició anormal en rotació interna o externa amb limitació de la mobilitat activa i passiva o escurçament de l'extremitat.

Es tracta amb reducció mitjançant tracció longitudinal i lleugera abducció, seguida d'un període de repòs al llit en abducció i tracció de 6 setmanes a 3 mesos.

1.6.7 OSSIFICACIÓ HETEROTÒPICA

La incidència descrita varia del 3 al 50%, però es considera una incidència mitjana del 13%. És més freqüent en homes i persones afectes d'espondilitis anquilosant, malaltia de Forestier, osteoartritis hipertròfica o artrosi postraumàtica. També s'ha vist amb més freqüència després d'intervencions en què s'ha ressecat una quantitat considerable d'os o s'ha realitzat una àmplia dissecció de teixits tous. Es creu que la via d'abordatge lateral directe, el traumatisme postoperatori i la isquèmia muscular intraoperatòria també s'associen a una major incidència.

Es pot observar a les radiografies a partir de la segona o tercera setmana, però l'os no madura completament fins als 9-12 mesos.

Sol ser indolora però pot restringir la mobilitat, encara que no sol causar pèrdua de funció. Sol recidivar.

Per a la seva profilaxi s'empren els difosfonats, que retarden la mineralització de l'os osteoide però un cop suspesos no mantenen el seu efecte. Actualment s'està aplicant la irradiació a dosis baixes (700 cGy) dels teixits tous periarticulars protegint l'os, en dosi única al postoperatori immediat. S'ha emprat molt la Indometacina a dosis de 75 mg diaris durant 6 setmanes, però s'ha vist que els antiinflamatoris disminueixen la penetració òssia als implants porosos i no està comprovada la seva eficàcia per a prevenir la recidiva un cop extirpada una ossificació heterotòpica.

1.6.8 TROMBOEMBOLISME

És la complicació més greu ja que és la causa més freqüent de mort durant els tres primers mesos postoperatoris. Sense mesures profilàctiques, es descriuen trombosis venoses profundes (TVP) en el 40-70% de les substitucions totals de maluc, i embolisme pulmonar (TEP) fatal en el 2%.

Hi ha factors que incrementen el risc com són l'episodi previ de tromboembolisme, les varius o cirurgia prèvia venosa, intervencions ortopèdiques anteriors, edat avançada, neoplàsies, insuficiència cardíaca congestiva i edema crònic a les extremitats inferiors, immobilització perllongada, obesitat, ús d'anticonceptius orals i hormones, pèrdua sanguínia excessiva i transfusió i l'anestesia general.

El 80-90% de TVP ocorren a l'extremitat intervinguda, i el 31% de les TVP no tractades desenvolupen èmbols pulmonars a les 3-8 setmanes de la intervenció.

La màxima incidència de TVP s'ha vist al quart dia i de TEP a la segona o tercera setmana del postoperatori.

La clínica de TVP inclou dolor i hipersensibilitat al panxell i cuixa, signe de Homans positiu, tumefacció unilateral, eritema, febrícula i taquicàrdia, però en un 50% dels casos no hi ha una clínica aparent. La de TEP comporta dolor toràctic de característiques pleurítiques, canvis electrocardiogràfics, hipoxèmia i, rarament, es pot observar una imatge d'infart pulmonar a la radiografia simple, però en general la clínica no és aparent.

Es solen necessitar proves complementàries per establir el diagnòstic. La flebografia es considera la prova més sensible i específica per detectar la TVP a panxell i cuixa, però és un mètode invasiu, incòmode i car i, al implicar un material de contrast, hi poden haver problemes de reacció al·lèrgica i inducció a la trombosi. La ecografia Doppler és fiable per a les trombosis femorals però té molts falsos negatius a panxell i pelvis; com avantatge no és una tècnica invasiva. La pletismografia d'impedància no és invasiva però s'ha de complementar amb ecografia o flebografia. La prova del fibrinogen marcat amb iode radioactiu tampoc és invasiva però és més cara i laboriosa. Pel diagnòstic de TEP s'utilitza la gammagrafia pulmonar de perfusió amb radioisòtops que no és invasiva, i l'arteriografia pulmonar però aquesta sí és invasiva i comporta major risc.

Les mesures profilàctiques inclouen la mobilització precoç, els exercicis actius de les extremitats inferiors, l'ús de botes de compressió pneumàtica seqüencial externa, dispositius per a la compressió intermitent del plexe venós del peu i de mitges elàstiques. En quan a profilaxi farmacològica, s'ha emprat la warfarina, l'heparina a dosis ajustades, el dextrà i l'aspirina, però actualment les heparina de baix pes molecular són les que guarden una millor relació d'eficàcia. Si a pesar d'una anticoagulació adequada succeeixen èmbols pulmonars addicionals o si hi ha complicacions hemorràgiques per l'anticoagulació pot ser necessari col·locar un filtre a la vena cava inferior.

1.6.9 FRACTURES

Poden haver fractures al fèmur, còtil o branca púbica durant o després de la intervenció.

Les més freqüents són les de fèmur, i poden produir-se al luxar el maluc, durant el raspat o bé al fer la inserció del component femoral. Són més freqüents en artroplasties no cimentades i en la cirurgia de revisió. Solen ser petites fissures des del calcar fins al trocànter menor que es tracten amb filferros de cerclatge si és necessari. Si la pròtesi que s'implanta és cimentada, primer s'ha de reduir i subjectar la fractura per evitar l'extrusió de ciment entre els fragments. Però també poden ocórrer mesos o anys després de la cirurgia per sobrecàrrega, per excessiva concentració de forces a la diàfisi degut a defectes corticals o de cementació distal, o per traumatismes. Solen localitzar-se prop de la punta de la tija i el seu tractament és difícil (Figures 1.6.1 i 2).



Figura 1.6.1
Fractura de la diàfisi femoral
(Kozinn *et al*, 1989)



Figura 1.6.2
Fractura de la diàfisi femoral
(Kozinn *et al*, 1989)

Les fractures de la còtila són rares i poden quedar ocultes pel propi component inclòs en la radiografia.

Les fractures de la branca púbica també són rares i de poc significat clínic.

1.6.10 PSEUDOARTROSI I MIGRACIÓ TROCANTEREA

Cada vegada es tendeix a usar menys l'osteotomia de trocànter, i es reserva per aquelles intervencions en què es precisi una extensa exposició d'acetàbul i el fèmur. Predisposen a la pseudoartrosi un fragment trocantià petit o os de mala qualitat, fixació inicial inadequada, reinsertió amb excessiva tensió, radioteràpia prèvia al maluc i poca col·laboració del pacient al postoperatori. En l'artroplàstia primària la incidència és del 3 al 8%, augmentant en la cirurgia de revisió. El pacient es fatiga més i si la migració és superior a 2 cm la funció dels abductors queda compromesa encara que al final consolidi. En aquests casos pot estar indicada la seva reparació. S'associa a major incidència de luxació.

Els filferros propicien la formació de bosses que causen dolor. En ocasions es trenquen i els fragments poden migrar a l'articulació i ser una font de detritus metàl·lics que danyen les superfícies articulars, o lesionar el nervi ciàtic.

1.6.11 AFLUIXAMENT ASÈPTIC

És la complicació a llarg termini més seriosa, i sol ser la causa de revisió quirúrgica, encara que primer s'ha de descartar la infecció.

No hi ha uns criteris universalment acceptats, però per a components femorals cimentats s'ha de sospitar davant:

- Radiotransparència entre el terç superolateral de la tija i el ciment del voltant.
- Radiotransparència entre el ciment i l'os del voltant, encara que pot ser causada per restes d'os esponjós no extirpats durant la intervenció o resultat de la normal expansió del canal femoral i aprimament de la cortical amb l'edat.
- Enfonsament del ciment i la tija o bé migració de la tija dins el ciment.
- Varització de la tija femoral.

- Àrees de rarefacció o fragmentació del ciment, sobretot entre la part superomedial de la tija i el coll femoral o a zones amb capa fina de ciment.
- Fractura del ciment, més freqüent a la punta.
- Deformació de la tija.
- Fissura o fractura de la tija.

Hi ha factors tècnics que contribueixen a l'afluixament:

- Manca de resecció d'os esponjós a la part medial del coll, amb el que el ciment es recolza sobre una base poc sòlida.
- Manca d'una capa de revestiment de ciment suficient al voltant de la tija.
- Eliminació de tot l'os trabecular del canal que dificulta la implantació del ciment.
- Quantitat inadequada de ciment i alteracions en el bolus de ciment que facilitin la seva laminació.
- Manca de pressurització del ciment.
- Moviments de la tija mentre s'està endurint el ciment.
- Mala alineació de la tija al canal, que ha d'estar centrada i amb alineació neutra.
- Presència de buits al ciment.

L'afluixament de la còtila cimentat es detecta a la radiografia amb:

- Reabsorció de l'os al voltant del ciment, sobretot per sobre els 2 mm d'amplada i amb caràcter progressiu.
- Migració superior i medial i protrusió de la massa de ciment i la còtila a la pelvis, o bé fractura de la cortical medial de la còtila.
- Canvis a l'angle d'inclinació o grau d'anteversió de la còtila.
- Desgast de la còtila que s'intueix indirectament per la menor distància entre el cap femoral i el filferro de la perifèria de la copa.
- Fractures de la còtila i del ciment, encara que són rares.

L'afluixament femoral sol succeir a la interfase tija-ciment, mentre que l'acetabular és rar en aquest nivell i sol ser per reabsorció de l'os pròxim al ciment començant per la perifèria i avançant cap a la cúpula.

La incidència d'afluixament, entès com zones de radiotransparència de 2 mm o més d'amplada, a la interfase ciment-os o ciment-component femoral és de més del 50% dels pacients a llarg termini del 25% en el component acetabular, però un 75% de tots ells estan asimptomàtics.

L'afluixament femoral succeeix de forma temprana i després s'estabilitza, de manera que si durant els primers 5 anys no hi ha signes radiogràfics d'afluixament és probable que siguin estables als 10 anys. Amb les tècniques de cementació actual que inclouen l'ús d'un tap al canal medullar, tiges de disseny modern i injector per pressuritzar el ciment, es descriu un 1,7% d'afluixament femoral al cap de 6 anys i un 3% als 11 anys.

L'afluixament de la còtila, en canvi, sol ser tardà i es descriu entre un 11 i un 41% als 10-15 anys de seguiment. És més freqüent en pacients joves, artritis reumatoide i amb l'ús de caps de 32 mm de diàmetre.

Pot ser difícil diferenciar l'afluixament asèptic del de causa infecciosa. Sol produir dolor amb la càrrega a la cuixa o l'engonal que millora amb el repòs i empitjora amb la rotació del maluc. El pacient pot adoptar una marxa antiàlgica o de Trendelenburg i tenir la sensació d'escurçament i rotació externa de l'extremitat. Quan el dolor és al postoperatori precoç cal sospitar infecció, manca de fixació o dolor d'un altre origen. La gammagrafia isotòpica pot ser d'utilitat en el diagnòstic si s'observa captació marcada de l'os al voltant de la tija posterior als 6 mesos, encara que també pot ser per infecció, que requerirà més estudis. L'artrografia té un valor limitat ja que és difícil diferenciar el contrast entre el ciment i l'implant, que també són radioopacs, i té falsos positius i negatius. En general, el diagnòstic es fa en base a la clínica i radiografies seriades.

1.6.12 OSTEOLISI

L'osteòlisi localitzada es sol veure en àrees on la capa de ciment és fina i s'ha fragmentat o allà on la tija entra en contacte directe amb l'os.

Origen pot ser les partícules de metall, ciment o polietilè, però aquestes últimes són més abundants i semblen ser les principals responsables. El mecanisme de producció pot ser per generació de partícules per desgast, accés d'aquestes partícules a l'os periprotètic i resposta cel·lular a les partícules de detritus.

Les partícules de detritus de polietilè de mida inferior a una micra són absorbides fàcilment pels macròfags i desencadenen l'alliberació de mediadors responsables de l'osteòlisi. Les partícules de més de 10 μ m no poden ser fagocitades i són envoltades per cèl·lules gegants, però no es creu que intervinguin en l'osteòlisi.

L'osteòlisi progressiva s'ha de seguir amb controls radiològics cada 3 o 6 mesos i és una indicació per a la reintervenció encara que sigui asimptomàtica ja que si va evolucionant dificultarà molt la revisió.

1.6.13 INFECCIONS

És la complicació més greu, amb una mortalitat entre el 7 i el 62%. Amb la millora en la selecció dels pacients, tècniques d'esterilització del quiròfan, tècnica quirúrgica i l'ús d'antibiòtics profilàctics s'ha reduït molt la seva incidència i actualment es descriu en el 1% durant el primer any postoperatori. Tenen major risc els pacients amb diabetis, artritis reumatoide, malaltia drepanocítica o que reben tractament immunosupressor o esteroïdal. El risc també augmenta amb els dies d'ingrés preoperatoris, la duració de la intervenció superior a les 2 hores, la cirurgia prèvia de maluc, la infecció urinària, la necrosi cutània i la formació d'hematoma postoperatori. En pacients sotmesos anteriorment a cirurgia de maluc està indicada la profilaxi antibiòtica (Figura 1.6.3).

Els gèrmens causants solen ser grampositius, sobretot l'*Staphylococcus aureus* i l'*Staphylococcus epidermidis*. Si la infecció és d'origen hematogen, especialment urinari, les bacteries solen ser gramnegatives.

El tractament de l'artroplàstia infectada consta de tractament antibiòtic, incisió i drenatge de l'articulació, desbridament i artroplàstia de resecció tipus Girdlestone modificada i la revisió en un o dos temps amb una altra artroplàstia total (Figura 1.6.4).

Segons el moment d'aparició es parla d'infecció en estadi I, si és en el postoperatori immediat, en estadi II quan es manifesta entre els 6 i 24 mesos essent infeccions profundes i indolents, i en estadi III o tardanes quan apareixen passats els 2 anys de la intervenció, origen probablement hematogen.

1.6.14 RUPTURA DE MATERIAL

La deformació o fractura sol veure's en tiges d'acer inoxidable, i sol aparèixer al cap d'anys de la intervenció. La localització sol ser al terç mig (Figura 1.6.5).



Figura 1.6.3
Afluixament degut a infecció.
S'observa lisi òssia entorn la diàfisi
(Kozinn *et al*, 1989)



Figura 1.6.4
Després d'eliminar la protesi pot ser necessari fer una artroplàstia de resecció de Girdlestone
(Kozinn *et al*, 1989)



Figura 1.6.5
Ruptura de la tija femoral
(Kozinn *et al*, 1989)

Hi ha uns factors que hi predisposen: sobrepes en un baró corpulent amb artrosi, activitat física intensa sobretot per exercicis d'aixecament de pes, posició en varo de la tija, component femoral amb coll llarg o major desplaçament lateral, tija de secció transversal petita, baixa resistència a la fatiga del metall, sobretot l'acer inoxidable, defectes metal·lúrgics, suport inadequat de la part proximal de la tija per part del ciment i/o l'os, pseudoartrosi del trocànter major, debilitat als múscles abductors i existència de ratllades a la superfície de la tija fetes amb la broca durant la fixació amb filferros.

Si la deformació i fractura és incompleta sol ser indolora, i si és completa origina immediatament un dolor intens, especialment al fer càrrega.

El tractament consistirà en el recanvi.

1.6.15 ALTRES COMPLICACIONS

- Hemorràgia gastrointestinal pel tractament amb salicilats, esteroïdals, anticoagulants o per reacció a l'estrès quirúrgic.
- Colecistitis aguda o crisi de gota, també per l'estrès quirúrgic.
- Íli neurogènic, que sol ser breu però si és persistent pot indicar penetració del ciment a la pelvis.
- Infart agut de miocardi, pel que caldrà evitar l'hipòxia i la reducció de volum durant la cirurgia.
- Insuficiència cardíaca congestiva, si hi ha un augment del volum sanguini.
- Hipotensió, arítmies o aturada cardíaca durant la introducció del ciment al canal femoral per l'efecte hipotensor del monòmer.
- Embòlia greixosa ^{3,9,14,17-19}.

1.7 ANÀLISI DE LA MARXA

1.7.1 Paràmetres de distància/temps

1.7.2 Paràmetres cinemàtics

1.7.3 Paràmetres cinètics

1.7 ANÀLISI DE LA MARXA

Des de l'antiguitat l'estudi del moviment ha despertat interès i ja en parla Aristòtil. Després, Galeno va escriure el "De motum musculonum" al segle II d.C. Leonardo da Vinci va fer diferents estudis de la relació entre el centre de gravetat i l'equilibri al segle XV, i Galileu sobre el moviment parabòlic al segle XVI. Però el primer llibre publicat sobre l'estudi del moviment amb metodologia científica és "De motum animalium", de Borelli, l'any 1686, que va usar models teòrics i els va contrastar experimentalment ²⁰. Des dels grecs fins llavors els estudis eren bàsicament observacionals, a causa de la manca d'utensilis per fer mesures objectives ²¹.

La marxa humana normal constitueix un procés biomecànic molt complex que podríem descriure com "un joc constant entre la pèrdua i la recuperació de l'equilibri i, per tant, una sèrie de catàstrofes estretament evitades", tal com va definir A. Steindler l'any 1955 ²². Inman et al ²³ la defineixen com "el procés de locomoció pel qual el cos en posició erecta es desplaça endavant i el seu pes és suportat alternativament per ambdues cames". És una acció cíclica de suport de cadascuna de les cames i hi ha un període de transferència, d'un recolzament a l'altre, durant el qual ambdós peus estan en contacte amb el terra ²⁴.

Si bé hi ha uns patrons de normalitat acceptats, en general, cada individu té una marxa característica que ens permet reconèixer-lo, i sol adoptar la marxa en la qual requereix un menor consum energètic ²⁵.

Per tal d'analitzar-la la primera eina usada ha estat l'observació visual. Però fins i tot els observadors més experimentats poden tenir dificultats per diferenciar els innombrables detalls del patró de marxa, i a més, els diferents paràmetres s'han de mesurar i analitzar quantitativament ^{22,26-30}.

Es pot dir que l'estudi modern de l'anàlisi de la marxa, tal i com el coneixem actualment, va començar amb els treballs de Inman i Eberhart ²³ als anys 50, i es va desenvolupar com a eina clínica a través dels treballs pioners de Perry ³¹ i Sutherland ³², que van poder mostrar el valor clínic de la funció muscular per al moviment articular i les fases del cicle de la marxa, de forma que els actes quirúrgics de persones afectades d'espasticitat o d'altres trastorns neuromusculars es poguessin planejar per millorar la marxa final ³³.

En un estudi fet l'any 1974 a la Clínica Mayo es demostra que, amb la simple observació clínica, es diria que el patró de marxa és normal als 6 mesos de la implantació d'una artroplàstia de Charnley. Però amb l'anàlisi biomecànica es comprova que, si bé hi ha una milloria important, no s'aconsegueixen els valors de normalitat per al seu grup d'edat ³⁴. Estudis més recents ho corroboren ³⁵⁻³⁷

D'altra banda, els avenços en el tractament dels pacients amb problemes de l'aparell locomotor han posat de manifest la necessitat de disposar de mètodes per avaluar aquest tractament ^{21,38-41}. Fins ara, la disminució del dolor s'ha usat per mesurar l'èxit de la cirurgia, però hi ha moltes variables que poden influenciar la percepció del dolor en el pacient, fet pel qual cal trobar nous mètodes objectius per avaluar els pacients ⁴². A més, a l'hora d'avaluar la marxa i la funció d'una articulació com el maluc sotmesa a un recanvi articular, l'opinió subjectiva del pacient es veu influïda per fets com ara la seva relació personal amb el metge, l'acompliment de les seves expectatives, la comparació amb els resultats d'altres individus, etc., que fan que tampoc sigui suficient per avaluar els resultats. Això posa un cop més de manifest la necessitat d'utilitzar mètodes que proporcionin dades objectives ²²². Així, és essencial obtenir paràmetres objectius per avaluar la discapacitat i aplicar tècniques de la ciència clínica per aconseguir-ho. La Biomecànica és l'estudi de les forces actants i/o generades pel cos humà i sobre els efectes d'aquestes forces en els teixits o materials implantats a l'organisme ²⁰. Amb l'anàlisi biomecànica de la marxa podem obtenir:

1.7.1 Paràmetres de distància/temps:

Els primers escrits sobre biomecànica de la marxa es remunten al 1836, en què els germans Weber van descriure paràmetres bàsics de distància/temps, l'alternança entre el balanceig i el suport i la relació entre la durada i la longitud del pas ²².

El cicle de la marxa inclou el conjunt de moviments compresos entre el contacte inicial amb el terra d'un peu i la següent presa de contacte d'aquest mateix peu. És a dir, l'interval comprès entre dos xocs de taló successius d'un mateix peu amb el terra (Figura 1.7.1).

Cada extremitat té una fase de recolzament o suport, en què el peu és en contacte amb el terra, i una fase d'oscil·lació, en la qual el peu és a l'aire avançant per tal de preparar el següent pas.

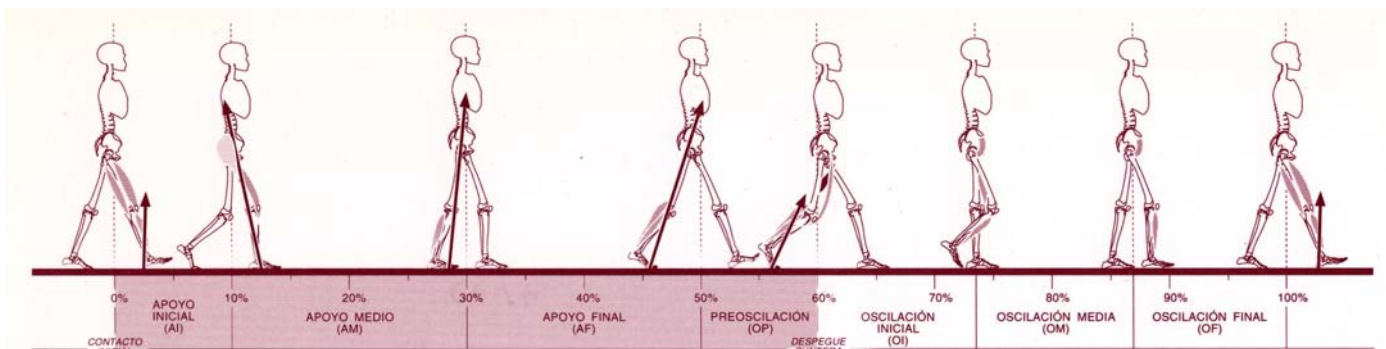


Figura 1.7.1

Cicle de la marxa normal

(Sánchez-Lacuesta et al, 1993) ²⁵

La fase de suport comença amb el contacte inicial i acaba amb l'enlairament de l'avantpeu. La fase d'oscil·lació va des del moment de l'enlairament de l'avantpeu fins al següent contacte amb el terra. La fase de suport representa al voltant d'un 60-62% del temps del cicle, a velocitat confortable de marxa i en condicions normals, i la fase d'oscil·lació el 38-40% restant. La durada dels dos períodes mostra una relació inversa amb la velocitat, de manera que ambdós disminueixen en augmentar la velocitat de marxa.

Dins la fase de recolzament o suport es defineixen dos temps de doble suport, en què ambdós peus contacten simultàniament amb el terra, d'un 10% de duració cadascun, però en augmentar la velocitat van disminuint fins a desaparèixer durant la carrera. A mesura que augmenta la velocitat, disminueix el temps de suport i augmenta el temps d'oscil·lació.

El temps de suport monopodal és aquell en què només un peu és sobre el terra i l'altre és en la seva fase d'oscil·lació, i implica un 40%. La durada de la fase de recolzament unipodal és el millor indicador de la capacitat de suport de càrrega de l'extremitat en qüestió ^{31,43,44}. Si una extremitat és dolorosa, dèbil o inestable, el temps de suport sobre ella disminueix, i s'incrementa per tant l'índex de temps d'oscil·lació / temps de suport, la qual cosa fa que la longitud del pas sigui asimètrica entre ambdues extremitats ⁴⁵. El temps total de suport d'un peu correspon a la suma del seu temps de suport monopodal amb els dos temps de suport bipodal, és a dir, un 60% del cicle de marxa ²⁵.

En condicions normals, en aquest 60% de la fase de recolzament cada peu realitza un contacte de taló (0-15%), un suport plantígrad (15-30%), un enlairament del taló i de l'avantpeu (30-45%), i l'acceleració de la cama en balanceig (45-60%) per fer l'oscil·lació i un nou contacte de taló (Figures 1.7.2 i 3) ³¹.

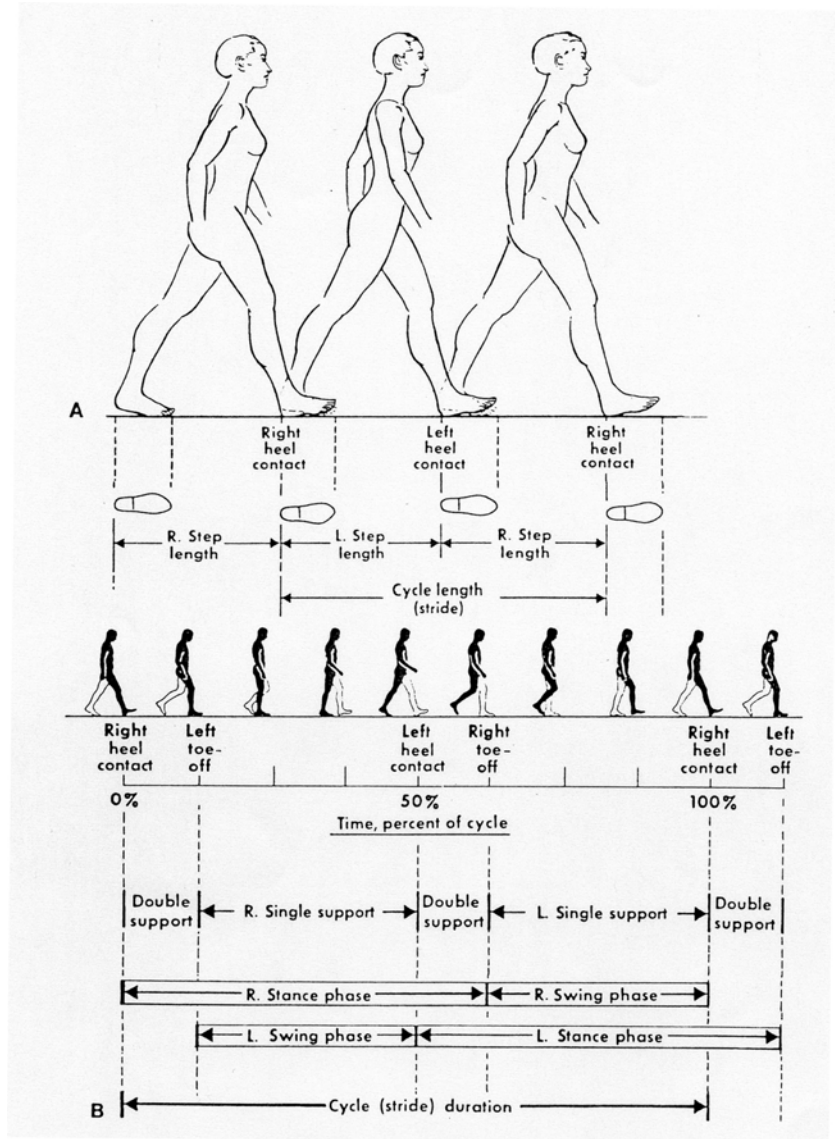


Figura 1.7.2

Paràmetres de distància-temps del cicle de marxa:
 E. Distància
 F. Temps

(Inman, 1982)²³

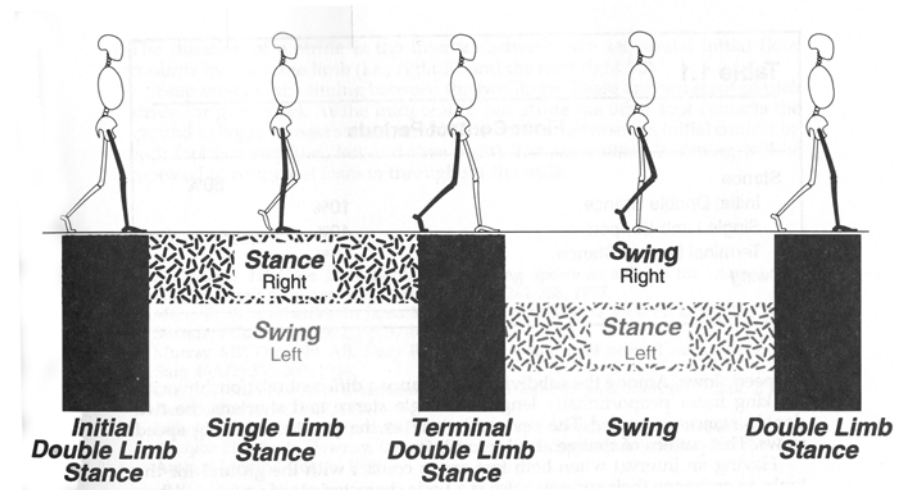
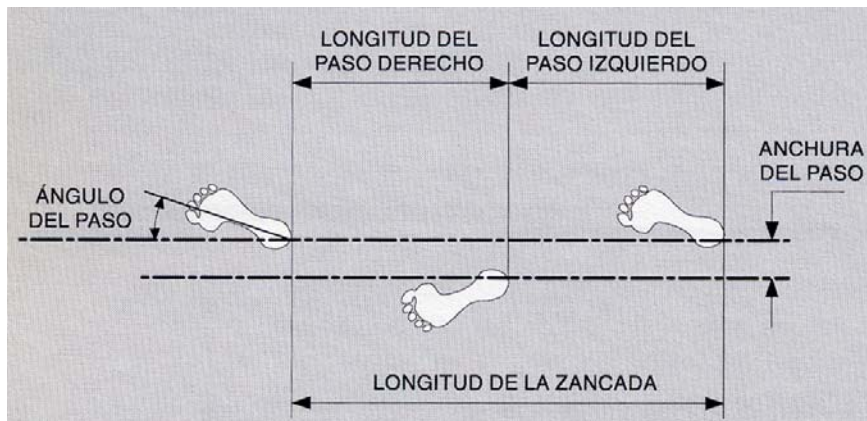


Figura 1.7.3

Subdivisions del cicle de marxa.
 Les barres negres verticals són els períodes de doble recolzament.
 Les barres ratllades horitzontals són els suports unipodals.
 Les barres clares horitzontals són els balanceigs.

(Perry, 1992)³¹

La distància mesurada entre dos recolzaments consecutius d'un peu és la longitud de la gambada, que és sinònim de cicle de marxa i inclou dos passos. La distància que separa el suport inicial del peu dret del suport inicial de l'esquerre és la longitud del pas esquerre. En sumar la longitud del pas esquerre amb la del pas dret obtenim la longitud de la gambada (Figura 1.7.4).



El temps del pas esquerre és el temps transcorregut per fer el pas esquerre, i equival a sumar el temps d'oscil·lació esquerre i el temps de doble suport immediatament anterior, on es fa el enlairament de l'avantpeu esquerre.

La separació lateral entre els punts mitjans d'ambdós talons és l'amplada del pas o base de sustentació.

L'angle entre la línia mitjana del peu i la direcció de progressió de la marxa és l'angle del pas.

La cadència és el nombre de passos realitzats per unitat de temps. Sol estar entorn de 115 passos per minut ⁴⁶.

La velocitat és la distància recorreguda per unitat de temps, i la velocitat mitjana es pot calcular multiplicant la cadència per la longitud de la gambada ²⁵. Està en relació amb la longitud de les extremitats inferiors ⁴⁶.

La marxa normal es caracteritza per un alt nivell de simetria en els paràmetres de la marxa entre ambdues EEII. Per tant, la simetria entre les EEII indica normalitat en la marxa i aquest serà un dels objectius de la RHB. Atès que la marxa humana normal és una activitat simètrica, qualsevol asimetria evident a qualsevol gràfica ens pot fer sospitar l'existència de patologia ⁴⁷. Però fins i tot en marxades normals hi ha una certa asimetria. En augmentar la velocitat, en general la marxa es torna més simètrica. El paràmetre que mostra major simetria és la longitud del pas, seguit del temps de suport unipodal i bipodal. A més, entre tots els factors, la longitud del pas és el més reproduïble a diferents velocitats i el més

Figura 1.7.4

Paràmetres de distància del cicle de marxa

(Sánchez-Lacuesta, 1993) ²⁵

sensible a canvis en l'estat físic, és a dir, és el paràmetre més estable ⁴⁸.

Segons un estudi fet per Murray l'any 1964 ²¹, en la població normal les diferències en la durada del cicle, la durada de les fases d'estança, balanceig i doble recolzament no estan sistemàticament relacionades amb l'edat i l'alçada. La durada de les fases d'estança i balanceig sí que es relaciona amb la duració del cicle. L'amplada del pas tampoc es relaciona amb l'edat o l'alçada. La longitud del pas i la gambada sí que es relacionen amb l'alçada. Els pacients amb més de 60 anys tenen un major grau de rotació externa del peu que els joves, però aquest angle dels peus tampoc varia als diferents grups d'alçada.

1.7.2 Paràmetres cinemàtics:

Estudien el moviment del cos o d'un segment corporal, o entre segments corporals en diferents plans sense tenir en compte les forces que el produeixen. Analitzen desplaçaments, velocitats, acceleracions lineals i angulars. S'han utilitzat:

1. Inspecció visual:

La simple observació de l'individu mentre camina. És molt útil el passadís de Ducroquet, que consta d'un conjunt de 5 miralls que permet a l'observador visualitzar simultàniament tots els plans de l'individu mentre camina ⁴⁶.

2. Tècniques fotogràfiques:

Arran d'una discussió sobre si durant el galop del cavall existia algun moment en què cap pota recolzés al terra, el fotògraf Muybridge l'any 1872 va obtenir seqüències ràpides mitjançant la disposició de diverses càmeres disparades elèctricament, que va marcar l'inici de la cinemàtica. L'any 1873 el grup de Marey a París va desenvolupar tècniques de fotografia interrompuda per representar el moviment global en un diagrama lineal de l'individu que mostrava la posició de les extremitats a iguals intervals de temps (Figura 1.7.5) ^{25,49}.

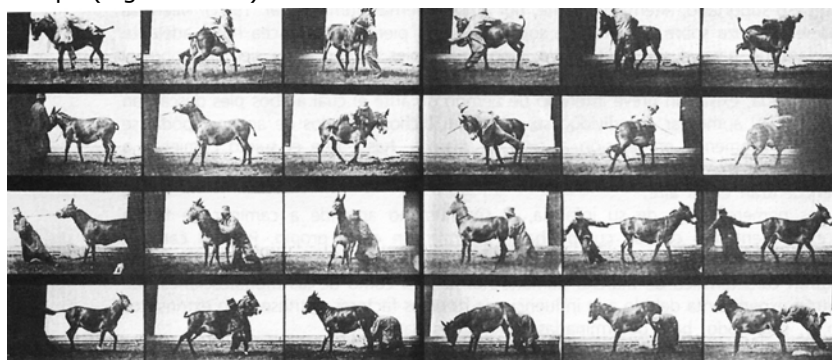


Figura 1.7.5

Imatges seqüencials d'un moviment obtingudes per Muybridge

(Muybridge, 1887) ²⁵

Posteriorment, Braune i Fisher ^{25,50} van modificar la tècnica per poder il·lustrar simultàniament el desplaçament del tronc i les extremitats i poder calcular velocitats i acceleracions dels segments corporals durant la marxa. Ja al segle XX Murray ²¹ emprà aquestes tècniques de fotografia interrompuda o estroboscòpia i després Sutherland i Hagy ³², entre d'altres, usaren pel·lícula d'alta velocitat o cinematografia, ara reemplaçades per tècniques de televisió, que si bé tenen menys resolució, suposen un processament més senzill de les imatges ⁵¹.

3. Acceleròmetres:

Mesuren l'acceleració de les parts del cos. Serveixen per valorar la dinàmica del centre de gravetat de l'organisme o d'un segment determinat. Se sol associar a mètodes fotogràfics ⁴⁶.

4. Goniòmetres:

L'any 1959 es van utilitzar els primers electrogoniòmetres per descriure la posició d'un segment corporal respecte a un altre amb electrogoniòmetres situats sobre el subjecte d'estudi ⁵².

5. Captadors plantars:

Se situen a diferents punts de la planta del peu o bé al calçat o mitjançant una plantilla, i capten els moments en què contacta cada part de la planta del peu amb el terra i la seva seqüència.

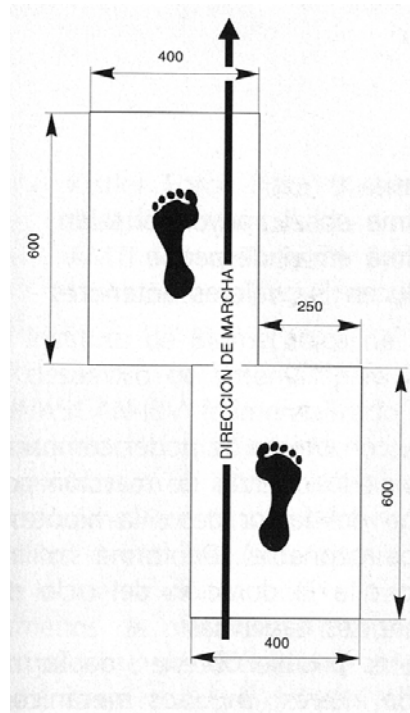
1.7.3 Paràmetres cinètics:

Estudien les causes i forces del moviment, que són:

1. Forces externes:

Les forces de reacció verticals, horitzontals i rotacionals generades sobre el terra quan el pes del cos hi reposa i avança es poden mesurar, i tenen la mateixa intensitat però direcció oposada a les que experimenta l'extremitat en càrrega ³¹. Les primeres referències daten del 1895, quan Marey ⁴⁹ va descriure una plataforma dinamomètrica. L'instrument de registre pot estar adossat al peu en forma de plantilles instrumentades, o bé estar a terra en plataformes o en un passadís de marxa.

- Plataformes de força dinamomètriques: registren les forces de reacció del terra sobre els peus durant la fase de recolzament. En funció del tipus de captadors poden ser transductors piezoelèctrics de quars o amb galgues extensiomètriques (Figures 1.7.6-10) ⁵³.



- Fz1 o Fzat:
- Fz2 o Fzv:
- Fz3 o Fzd:
- Fx1 o Fxmax:
- Fx2 o Fxmin:

Figura 1.7.6

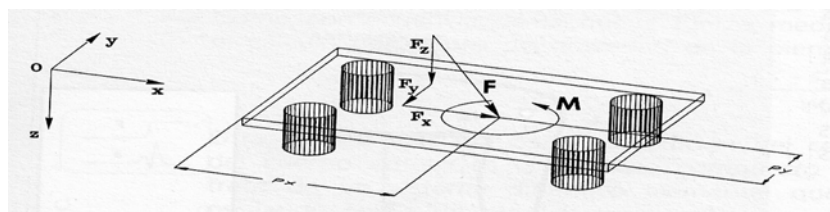
Disposició habitual de dues plataformes dinamomètriques per estudis de marxa

(Instituto de Biomecánica de Valencia)

Figura 1.7.7

Plataforma dinamomètrica
 F: Força de reacció
 M: Moment torsor
 P_x, P_y : Centre de pressions

(Instituto de Biomecánica de Valencia)



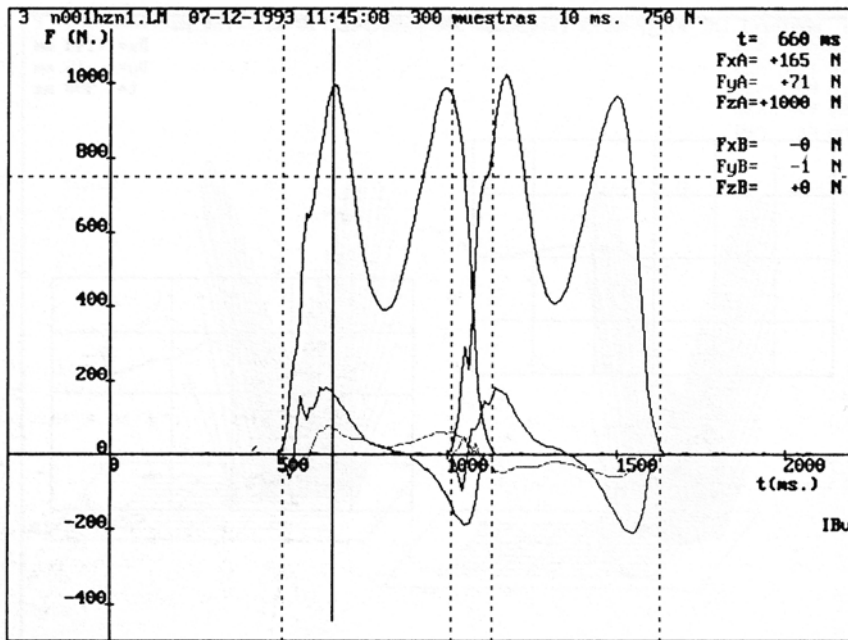


Figura 1.7.8

Evolució temporal de les forces de reacció sobre una plataforma dinamomètrica durant la marxa humana

(Instituto de Biomecánica de Valencia)

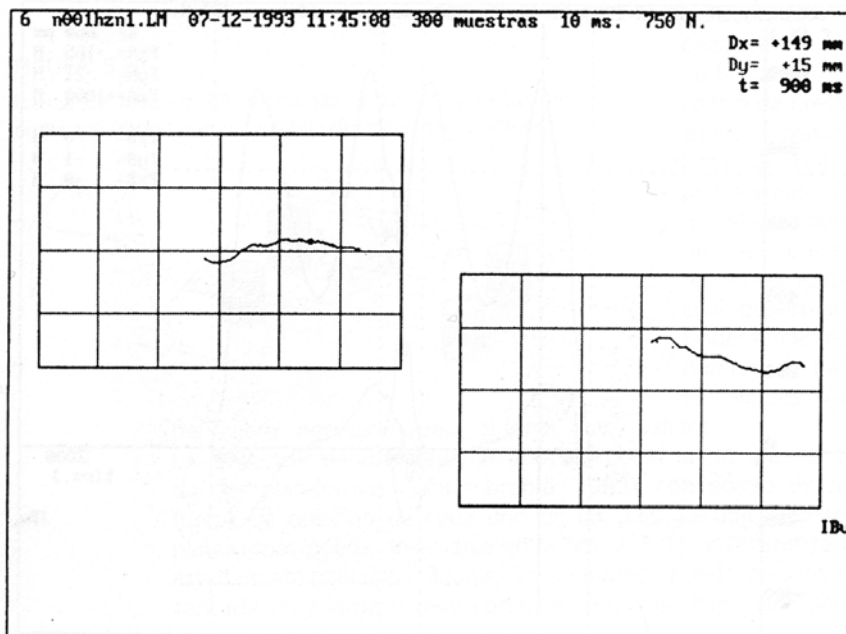


Figura 1.7.9

Evolució del centre de pressions durant la marxa humana

(Instituto de Biomecánica de Valencia)

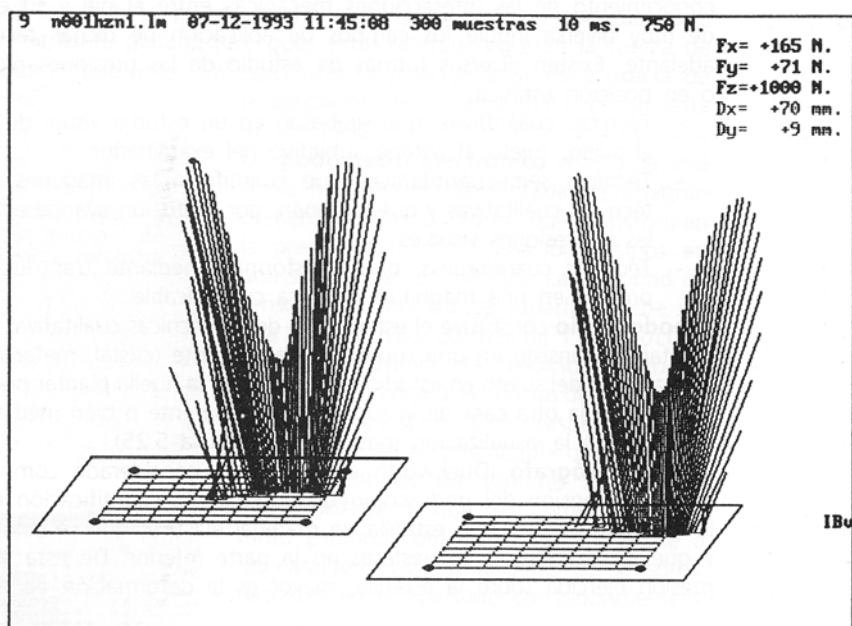


Figura 1.7.10

Gràfics combinats de les forces de reacció sobre els seus corresponents centres de pressions

(Instituto de Biomecánica de Valencia)

- Captadors fixos al peu: més perfeccionats que els esmentats anteriorment mesuren, a més del moment i temps de contacte, la intensitat de la pressió que reben.
- Baropodòmetres: analitzen les pressions exercides en cada punt de la planta del peu a través d'una plataforma ⁴⁶.

2. Forces internes:

Determinen les càrregues que pateixen les articulacions durant el seu funcionament normal i s'estudien amb registre electromiogràfic o dinamometria muscular isomètrica-isotònica concèntrica o excèntrica-isocinètica. També analitzen l'energia cinètica del cos i segments corporals.

- Electromiografia: dona informació sobre quins músculs estan funcionant i quan. Inicialment Scherb va establir el patró d'activitat muscular de les extremitats inferiors per palpació superficial, i posteriorment es va confirmar amb estudis electromiogràfics.
- Consum energètic: els primers autors que van analitzar el consum d'oxigen van ser Atzler i Herbest l'any 1927 ²⁵. Segons Inman ²³ el cos humà integra el moviment de tots els seus segments i l'activitat muscular per disminuir al màxim l'energia necessària per donar un pas ⁴⁶. En la marxa normal, la progressió endavant es fa de forma uniforme i el centre de gravetat corporal descriu una corba sinusoidal de baixa amplitud en direcció lateral i vertical, amb la qual cosa hi ha un consum energètic mecànic mínim. Quan aquest patró està alterat, els requeriments energètics mecànics de la marxa augmenten ⁵⁴. Les persones adopten la longitud del pas i la cadència que comportin un consum energètic mínim per unitat de distància ^{22,25,46}. Es calcula que la velocitat de la marxa que requereix menor cost energètic és aproximadament de 4,5 km/hora. El consum energètic d'un individu caminant a la seva velocitat de marxa còmoda és d'aproximadament 80 calories per minut i quilo de pes. En situació de repòs el seu consum energètic és de 17 calories per minut i quilo de pes ⁴⁶.

A partir d'aquí, i especialment arran de la II Guerra Mundial, els laboratoris de biomecànica, sobretot als Estats Units, s'han anat multiplicant. També han passat d'un camp més investigador a una vessant més pràctica amb aplicacions mèdiques, esportives i ergonòmiques ²⁵.

2. JUSTIFICACIÓ DE L'ESTUDI

- 2.1 Generalitats**
- 2.2 Hipòtesi de treball**

2.1 GENERALITATS

2.1 GENERALITATS

Al 1999 més de mig milió de persones al món havien estat sotmeses a un recanvi de maluc ⁵⁵. Actualment als Estats Units es fan més de 160.000 artroplàsties de maluc cada any, la majoria per artrosi i amb més del 90% de bons resultats que permeten que la persona retorni a una activitat normal ⁵⁶. Segons dades de l'any 1995 la incidència va augmentar un 64% des de l'any 1982. La majoria dels pacients eren de raça blanca i amb ingressos econòmics elevats. Un 62% eren dones i 2/3 del total eren majors de 65 anys, fet que comporta més comorbiditat ¹⁵.

Segons un estudi editat pel Servei Català de la Salut, l'any 2002 al Consorci Sanitari de Barcelona es van efectuar 1.453 ATM que representaven un 35,5% del total d'ATM de Catalunya. D'aquestes, un 32,1% s'havien efectuat en centres privats. En el 84,9% es tractava d'un ingrés programat. El diagnòstic d'ingrés havia estat majoritàriament artrosi, primària o secundària, en un 61,5% i un 11,3% era per tractament d'una fractura de terç proximal de fèmur. L'interval d'edat entre 65 i 80 anys incloïa més del 50% dels procediments efectuats. L'estada mitjana va ser de 12,1 dies, i es va observar una tendència a l'allargament de l'estada en els pacients menors de 25 anys i en els majors de 75. El percentatge d'èxitus era d'un 1,7%. El registre de l'activitat en aquests centres des de l'any 1998 al 2002 mostrava una estabilització entorn a les 900-1.000 ATM a l'any. A les llistes d'espera, a data 30 de juny de 2003, hi havia 631 persones apuntades al Consorci Sanitari de Barcelona i un total de 1.555 a Catalunya. És a dir, que el temps d'espera per a una ATM estava entorn de 3 a 5 mesos, segons el centre de què es tractava. Segons el registre d'artroplàsties de maluc i genoll de Catalunya, entre 1992 i 2004 el nombre d'ATM va passar de 1.596 a 7.786. les artroplàsties primàries van passar de 2,9 per 10.000 habitants a 10,1. durant aquest període es va enregistrar un augment de l'edat mitjana, que va passar de 70,9 anys a 72,6 anys ⁵⁷.

El cost de la pròtesi representa un 35% del total i el de l'estança hospitalària un 32%, essent ambdós els que més repercuteixen en el cost total del procediment ⁵⁸.

D'aquestes xifres, i tenint en compte l'envelliment progressiu de la població, es desprèn que l'ATM suposa un important cost econòmic i s'entén la importància de fer estudis comparatius, ja que ara per ara es coneix poc la influència de factors predictius del

pacient com ara la reserva òssia, les característiques demogràfiques, les expectatives personals, el nivell d'activitat, etc. S'ha d'analitzar la influència de l'edat, el sexe, el pes, el nivell d'activitat i la comorbiditat en els resultats i en la possible indicació quirúrgica. També, en pacients més joves, amb més demanda mecànica, serà important saber quines activitats o quins esforços físics s'hauran de limitar després de la intervenció per mantenir l'implant ¹⁵.

Després de la intervenció hi ha una millora immediata i substancial pel que fa al dolor, l'estat funcional i tot el relacionat amb la qualitat de vida. En una publicació recent, Franzen et al demostren que tots els paràmetres d'un test genèric de qualitat de vida com el Nottingham Health Profile milloren després d'una ATM i aquesta millora es manté durant almenys 5 anys en absència de signes d'afluixament ⁵⁹.

Però fins aquest moment, hi ha una manca d'estandardització en la terminologia i s'han usat diverses escales, fet que dificulta la comparació de resultats. El dolor, si bé afecta la funció, només es pot avaluar de forma subjectiva. Però hi ha tests objectius de la funció que s'han d'usar i poden documentar les indicacions quirúrgiques i el moment més adequat per fer-les, els costos de rehabilitació i els resultats ⁶⁰.

Tradicionalment, el cirurgià ha estat qui feia la valoració del dolor, del balanç articular, de la resistència muscular i de la mobilitat del pacient, sense incloure l'opinió i grau de satisfacció del pacient. A més, moltes d'aquestes mesures no reuneixen els requisits de validesa, reproductibilitat i sensibilitat als canvis. Per tot això, l'Acadèmia Americana de Cirurgians Ortopèdics ha fet unes recomanacions pel que fa a les dades que cal recollir durant la pràctica clínica. L'estat funcional del pacient s'ha de valorar amb mesures estandarditzades, referides pel pacient i mesures específiques de la malaltia a més d'una mesura de resultats global com a mínim.

Són necessaris estudis clínics randomitzats per determinar l'eficàcia del disseny de l'implant i la tècnica quirúrgica. S'han de desenvolupar instruments estàndard per valorar els resultats, validar-los i introduir-los en la pràctica clínica, ja que proporcionen informació de la capacitat física del pacient i les seves expectatives.

També s'ha de definir la contribució dels programes de rehabilitació pre i postquirúrgics, tant ingressats com ambulatoris, en els resultats, per tal de determinar quin és el règim òptim i la

durada del tractament recomanable. Com que les estades hospitalàries s'han escurçat, prenen més rellevància els programes educacionals preoperatòris i la rehabilitació en la fase aguda. No s'han vist clars beneficis quant a mobilitat i estabilitat aplicant un programa terapèutic d'exercici a llarg termini, però sí que s'ha vist que als 2 anys de la intervenció persisteix debilitat en el maluc, encara que la marxa sigui normal, i la debilitat a les extremitats inferiors és el principal factor de risc de caigudes en la gent gran ¹⁵.

Els estudis d'anàlisi de la marxa serveixen per avaluar els beneficis de certes intervencions ⁶¹⁻⁶³ i es poden utilitzar per monitoratge de l'evolució de la RHB i comparar els resultats entre diferents components protètics ⁴⁷, la qual cosa serà una informació útil de cara al disseny de nous implants protètics ³⁴. En aquest aspecte, trobem múltiples treballs que analitzen les forces de reacció després de la substitució de l'articulació del maluc ^{22,34,61,64-66}. Saunders et al ²⁶ al 1953 van fer un estudi de les marxes normal i patològiques i van concloure que les plataformes de força són un instrument molt útil per a l'estudi de les marxes patològiques i l'avaluació del grau de compensació que succeeix quan s'altera una o més articulacions de l'extremitat inferior, ja que petits canvis en el patró de desplaçament queden amplificats quan s'enregistren com a canvis en l'acceleració vertical. En general, l'afectació d'una de les articulacions de l'extremitat és quasi compensada amb moviments exagerats als altres nivells, de tal manera que el centre de gravetat segueix descrivint una suau corba sinusoidal de baix cost energètic. Però quan hi ha afectades dues articulacions no es pot compensar satisfactòriament i les forces de reacció vertical es desvien clarament del patró normal, fet que requereix ràpides acceleracions que impliquen un elevat cost energètic. Aquests autors ja parlaven de les implicacions sobre el sistema cardiovascular de la pèrdua de dues articulacions en la gent gran, ja que el cost energètic de la marxa es triplica, la qual cosa comporta un escurçament de l'esperança de vida. Caldria analitzar si les dades cinètiques de la marxa que proporcionen les plataformes poden ser indicadors de complicacions tardanes de la cirurgia de recanvi articular com els afluxaments.

D'altra banda, Calderón i Benito ⁶⁷ descriuen les possibles aplicacions de les proves d'esforç dins la valoració fisiològica, per determinar la condició física i en el control i evolució de l'entrenament, i la valoració patològica, com a prova complementària de diagnòstic, per avaluar una determinada actitud terapèutica i com a peritació mèdica. Comenten la poca utilització

que tenen al nostre país: bàsicament per al diagnòstic de cardiopatia isquèmica, en alguns centres per a la rehabilitació cardíaca i més extensament dins l'àmbit de la medicina esportiva. Ressalten la importància que ja té en alguns centres la ergoespirometria, que es realitza com a procediment de rutina en l'avaluació dels pacients, com a prova que informa sobre el funcionament integrat de l'organisme durant un esforç dinàmic d'intensitat creixent i durada limitada ⁶⁸. Philbin al 1995 ⁶⁹ va publicar un treball que demostrava que era factible realitzar tests d'exercici en pacients afectats d'artrosi severa del maluc i genoll. Ja havien demostrat prèviament que aquestes persones tenien alteracions en l'estat cardiovascular a causa de l'edat, l'obesitat freqüentment associada i el desacondicionament propi de la seva activitat física més limitada ⁷⁰⁻⁷³. En aquest sentit no hi ha protocols específics per a individus amb discapacitat sinó que el protocol ha de ser individualitzat, amb una velocitat i pendent de la pista basades en la capacitat física de l'individu, de tal manera que els increments de càrrega facin que la prova d'esforç duri entre 8 i 12 minuts ⁷⁴.

Els estudis de Kay ^{75,76} amb pacients amb seqüeles neurològiques posen de manifest que les dades biomecàniques de la marxa fan canviar les indicacions de cirurgia ortopèdica correctora en un elevat percentatge de casos.

En resum, actualment és indiscutible la utilitat de l'ATM, però la pregunta se centra en quina tecnologia i metodologia és millor emprar per a cada pacient en particular. Per respondre aquestes qüestions s'han de fer estudis comparatius. La manca d'estudis prospectius randomitzats i el volum de mostra insuficient limiten la valoració de resultats en les artroplasties de maluc. També s'han de desenvolupar instruments estàndards per valorar els resultats, validar-los i introduir-los en la pràctica clínica, ja que proporcionen informació de la capacitat física del pacient i les seves expectatives

15.

**2.2 HIPÒTESIS DE
TREBALL I
OBJECTIUS**

2.2 HIPÒTESIS DE TREBALL I OBJECTIUS

L'objectiu final és estudiar la repercussió de la substitució protèsica de l'articulació del maluc sobre el patró de marxa, el consum metabòlic i la capacitat funcional de l'individu afectat de patologia invalidant en aquesta articulació.

Com s'ha dit al repàs històric de l'ATM, els seus resultats pel que fa a la millora en el dolor i la capacitat funcional, especialment de marxa, estan ben establerts i són ben reconeguts.

Però l'objectiu d'aquesta tesi no és només confirmar els bons resultats clínics de l'ATM, sinó també analitzar quantitativament quin és l'efecte de la substitució mecànica d'una articulació de càrrega greument lesionada sobre l'estat cardio-respiratori i com repercuteix en el patró de marxa.

2.2.1. HIPÒTESIS DE TREBALL

A. La primera premissa que ha motivat aquest estudi és la suposició que les alteracions de la marxa secundàries a l'existència de dolor en una articulació de càrrega comporten un major consum energètic. És de suposar que la claudicació i coixesa que succeeixen en la coxartrosi severa impliquen un major consum d'oxigen per realitzar certes activitats com ara la marxa, atesa tota l'alteració biomecànica que comporta el fet que no sigui simètrica. L'atròfia muscular que hi sol haver associada també pot ser un factor agreujant. D'aquí deriva una hipòtesi de l'estudi, que consisteix en el fet que **amb l'artroplàstia de substitució s'aconsegueix una major tolerància a l'exercici i un estalvi energètic en la marxa.** És probable que, en millorar la congruència articular i facilitar l'adquisició d'un millor to muscular, l'esforç per realitzar les activitats en què aquesta articulació està implicada, més concretament la marxa, ha de ser inferior. Amb l'anàlisi dels gasos espirats es quantificaran les diferències en el consum d'O₂.

B. La marxa humana, en condicions normals, és simètrica si comparem ambdues extremitats inferiors. Quan hi ha una afectació severa en una articulació de càrrega, l'individu fa una sèrie d'adaptacions encaminades a evitar el dolor. Per descriure millor quines són aquestes alteracions de la marxa, es realitza un estudi de la marxa de tipus cinètic mitjançant plataformes de força que enregistren les forces de reacció del terra durant el pas en les tres dimensions de l'espai. La segona hipòtesi de l'estudi és que **amb la**

substitució de l'articulació de càrrega danyada els paràmetres cinètics de marxa tendeixen a la normalitat, és a dir, a la simetria.

2.2.2. OBJECTIUS

Analitzar la repercussió en el balanç articular i muscular, l'atròfia, el dolor, la capacitat de marxa i la capacitat funcional global d'aquesta intervenció en la mostra estudiada.

3. POBLACIÓ I MÈTODE

- 3.1 Disseny de l'estudi**
- 3.2 Població**
- 3.3 Mètode**
- 3.4 Avaluació dels resultats**

3.1 DISSENY DE L'ESTUDI

3.1 DISSENY DE L'ESTUDI

Es tracta d'un estudi experimental prospectiu.

L'individu se sotmet a les mateixes proves al pre i al postoperatori, de manera que les diferències observades són atribuïbles a la intervenció terapèutica, en aquest cas l'artroplàstia de substitució.

L'estudi s'ha realitzat amb el consentiment informat previ del pacient, després d'explicar-li la seva finalitat científica. Consultat el Comitè d'Ètica de l'hospital, no es va considerar necessari el consentiment escrit ja que la investigació no requeria proves cruentes.

La recollida de dades es va iniciar al gener de 1995 i va finalitzar al juny de 1997.

L'exploració clínica i la resta de proves es van efectuar al laboratori de biomecànica del Servei de Rehabilitació de l'Hospital Universitari Germans Trias i Pujol de Badalona, hospital general englobat a la categoria de centre assistencial de 3^r nivell.

3.2 POBLACIÓ

3.2 POBLACIÓ

Tots els pacients procedien del dispensari de Cirurgia Ortopèdica i Traumatologia de l'Hospital Universitari Germans Trias i Pujol de Badalona.

Els criteris d'inclusió van ser:

- Persones afectades de patologia degenerativa, primària o secundària, o inflamatòria de maluc, unilateral o bilateral, de caràcter sever.
- Estar en llista d'espera per a la col·locació d'artroplàstia total de maluc. No es van incloure els recanvis d'artroplàstia.
- Pacients que tenien com a causa principal d'invalidesa la patologia de maluc. És a dir, en tractar-se en general de persones d'edat avançada, podia coexistir artrosi en altres articulacions; però es van considerar aquelles persones en les quals la limitació per caminar fos ocasionada principalment per la patologia del maluc.
- Persones que no tinguessin altres patologies que limitessin de forma important la seva capacitat física en el moment d'iniciar l'estudi. És a dir, s'han desestimat aquells pacients amb simptomatologia limitant a altres articulacions de les extremitats inferiors o amb símptomes cardiorespiratoris que poguessin reduir la capacitat de marxa.
- Residents de l'àrea geogràfica de l'hospital, per tal de poder fer el tractament rehabilitador postoperatori al mateix centre o en un centre ambulatori proper, en què se seguís el mateix protocol terapèutic i que pogués ser supervisat pel mateix facultatiu.
- Persones disposades a formar part de l'estudi i que en van donar la conformitat oralment.

3.3 MÈTODE

- 3.3.1 Tipus d'artroplàstia**
- 3.3.2 Tècnica quirúrgica**
- 3.3.3 Profilaxi antitrombòtica**
- 3.3.4 Profilaxi antibiòtica**
- 3.3.5 Cures d'infermeria**
- 3.3.6 Protocol de rehabilitació**
- 3.3.7 Protocol d'exploració**
- 3.3.8 Temporització de l'estudi**
- 3.3.9 Anàlisi estadística**
- 3.3.10 Recerca bibliogràfica**

3.3 MÈTODE

3.3.1. TIPUS D'ARTROPLÀSTIA

Les 40 pròtesis implantades van ser cimentades. D'aquestes, 36 van ser artroplàsties de baixa fricció de Charnley (Depuy Ltd., Leeds, England) i 4 van ser artroplàsties tipus Auto-fit (Ortotimplant S.A., Barcelona, España).

3.3.2. TÈCNICA QUIRÚRGICA

Totes les intervencions es practicaven seguint un abordatge lateral, en la majoria de casos el conegut com a *directissimus approach*, descrit per Hardinge ^{10,77} l'any 1982. Té com a avantatges el fet d'oferir una òptima visualització articular (això permet l'orientació exacta de l'implant, amb la qual cosa s'aconsegueix una màxima mobilitat) i facilitar la cimentació i la correcció de dismetries, si s'escau. En algunes ocasions s'associa osteotomia del trocànter, que facilita l'exposició de l'articulació, especialment quan hi ha una important deformitat anatòmica com és en l'artrosi secundària, a displàsies o coxa vara.

El pacient està en decúbit supí amb el trocànter major al marge de la taula d'operacions. La incisió cutània segueix una trajectòria posterolateral en sentit craniocaudal: partint del punt mig del trocànter major es prolonga distalment per la línia mitjana externa de la diàfisi femoral, i proximalment fa una corba enrere fins a l'alçada de l'espina ilíaca anterosuperior, amb una longitud total aproximada de 24 cm (Figura 3.3.1).

Després s'exposa l'aponeurosi glútia i la banda iliotibial, es palpa en profunditat el trocànter major per tenir un referent ossi, i s'aborda l'aponeurosi profunda del vast extern i del gluti major (Figura 3.3.2).

Un cop al pla del trocànter, s'alliberen les possibles adherències de teixits tous amb dissecció roma i s'exposa la inserció del gluti mitjà. A continuació es col·loquen els separadors: el superior, per davant del gluti mitjà, i l'inferior, a l'alçada de la inserció del gluti major (Figures 3.3.3 i 4).

Es fa la incisió del tendó del gluti mitjà a 1 cm de la part anterior de la unió musculotendinosa amb el vast extern, i se segueix per aquest amb una trajectòria que segueix la unió de la part anterior amb els $\frac{3}{4}$ posteriors, per preservar la innervació. En sentit cranial, s'acaba de seccionar el tendó del gluti mitjà enrere,

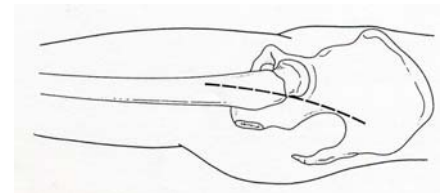


Figura 3.3.1

Incisió a la pell amb el pacient en decúbit supí

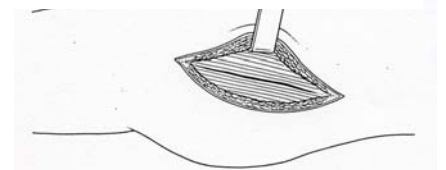


Figura 3.3.2

Incisió de l'aponeurosi profunda

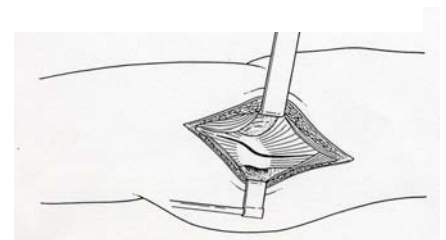


Figura 3.3.3

Secció del tendó del gluti mitjà

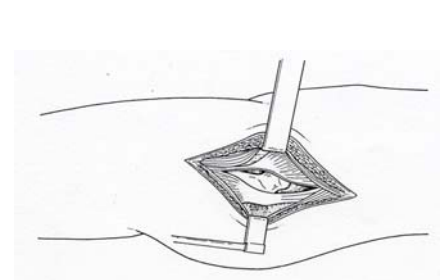


Figura 3.3.4

Exposició de la part anterior del coll del fèmur

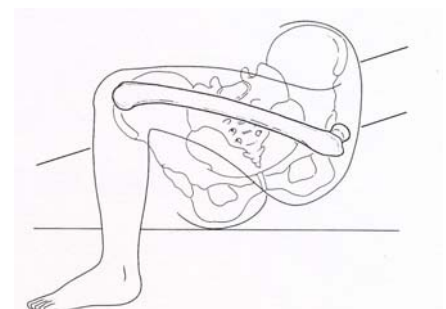


Figura 3.3.5

Adducció del fèmur sobre el cos deixant caure la tíbia verticalment per poder seccionar el coll del fèmur en un pla neutre

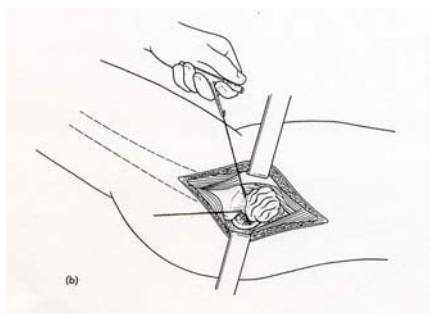


Figura 3.3.6

Secció del coll del fèmur amb una serra de Gigli

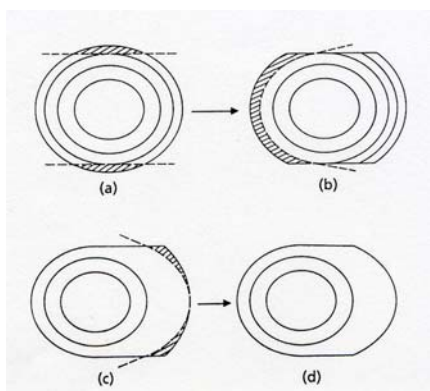


Figura 3.3.7

Retall del oerímetre d'injecció de ciment

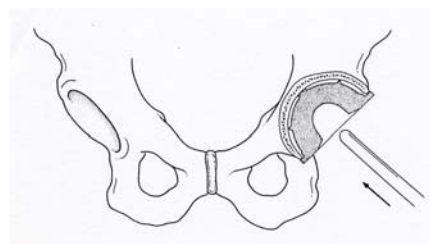


Figura 3.3.8

La col·locació de la cúpula ha d'assegurar una cobertura òssia completa

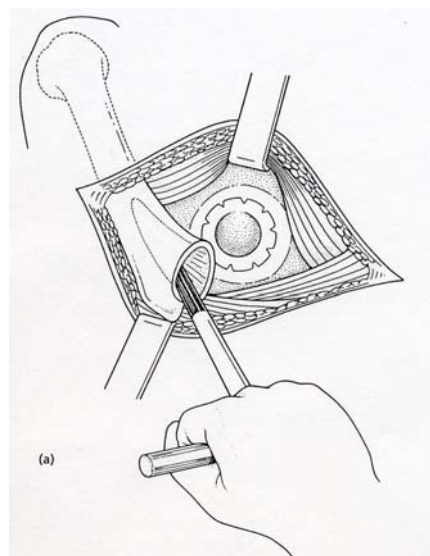


Figura 3.3.9

Escariació del fèmur en l'eix neutre

cap al vèrtex del trocànter, i després segueix de forma paral·lela separant les fibres del gluti mitjà, també per evitar afectar la innervació. S'aplica una certa adducció de la cuixa per facilitar la visualització del coll femoral i s'utilitza diatèrmia també per separar el lligament de Bigelow a la part anterior del coll. S'aplica més adducció per observar la càpsula, que s'obre de forma circular fins a l'extrem de l'acetàbul (Figura 3.3.5).

S'aplica encara més adducció per veure el cap del fèmur i amb una mica de rotació externa s'en provoca la luxació. Després, deixant la tibia en posició vertical, es fa una secció del coll mitjançant la serra de Gigli i es posa un retractor de clau per separar la càpsula de l'acetàbul. Un cop realitzada l'osteotomia es col·loca un altre separador entre la resta de fèmur i aquest clau, que exposa finalment l'acetàbul, i es talla el lligament rodó amb un bisturí elèctric (Figura 3.3.6).

Es prepara l'acetàbul eliminant el fibrocartílag i l'os escleròtic amb escariadors, fins arribar a l'os còrtico-esponjós sagnant. Es fan orificis de 5 mm per millorar la fixació del ciment. Després, es fa un rentat per eliminar el greix, la sang i altres residus. Amb els referents ossis de les espines ilíaqües anteriors, es calcula l'orientació pèlvica i el grau de rotació. Es posa el calibrador acetabular per determinar el diàmetre de la cúpula que cal col·locar. Es retallen els perímetres de la injecció de ciment (Figura 3.3.7) i es fa la mescla, que es posa a l'acetàbul amb un pressuritzador inflable de Ling. Finalment es posa la cúpula i es pressiona fins que queda totalment recoberta d'os i en correcta orientació. Quan el ciment ja s'ha endurit, es retira l'aplicador de la cúpula (Figura 3.3.8).

Per preparar la diàfisi femoral, es busca una entrada amb un eix neutre, sense var ni valg. S'introdueixen diferents escariadors rotatoris fins arribar a l'os corticoesponjós (Figura 3.3.9). Amb una cullereta roma s'eliminen els fragments i les trabècules dèbils. Un cop neta la cavitat, s'introdueix una pròtesi de prova i es fa reducció de l'articulació per valorar l'amplitud de moviments i comprovar que l'articulació és estable en flexió, rotació, abducció i, sobretot, en adducció. També es comprova la longitud total comparant les espines ilíaqües anteriors, les ròtules i els mal·lèols interns d'ambdues extremitats. Si tot sembla correcte, es retira aquesta pròtesi i es posa un restrictor que limita l'entrada del ciment a una profunditat de 13,5 cm (Figura 3.3.10).

Es reparen els teixits tous de la cara anterior passant punts a través del coll femoral per reinserir el lligament de Bigelow i el

tendó del gluti menor. Es fa la mescla del ciment barrejant polímer en pols amb un monòmer líquid, que s'endureix en 10 minuts. A la fase líquida es pressuritza a la diàfisi introduint-lo amb pistola de pistó o amb el dit, i quan ja és pastós es manipula manualment, i s'entra la tija femoral seguint l'eix neutre (Figura 3.3.11).

A continuació s'irriga la cavitat articular i els teixits tous del voltant amb sèrum fisiològic isotònic o solució de clorhexidina per eliminar-ne els residus. Quan el ciment ja s'ha endurit, es fa la reducció del maluc, es reinsereixen definitivament el lligament de Bigelow i el gluti menor, es tanca el gluti mitjà amb punts solts i l'aponeurosi profunda, deixant dos drenatges, l'un sota l'aponeurosi profunda, a nivell intraarticular i subfascia lata, i un altre de subcutani, que es retiren a les 48 hores (Figura 3.3.12).

Si s'ha seguit la via lateral transtrocanteriana i s'ha practicat osteotomia de trocànter, en comptes de tallar es desplaça el gluti mitjà per visualitzar la càpsula i tallar-la longitudinalment al coll. Es passa la serra de Gigli per sota del gluti menor i mitjà per tallar el trocànter, de manera que se'n respecten les insercions (Figura 3.3.13 i 14). La resta d'intervenció segueix els mateixos passos i al final es realitza l'osteosíntesi del trocànter mitjançant filferros.

3.3.3. PROFILAXI ANTITROMBÒTICA

L'aparició de trombosi venosa és una de les complicacions més freqüents d'aquesta cirurgia. Existeixen diferents pautes de profilaxi ⁷⁸⁻⁸⁰.

En general, se solen aplicar mesures posturals per prevenir l'estasi venosa aixecant lleugerament els peus del llit i usant una banqueta en sedestació.

S'utilitzen mitges de compressió elàstica decreixent per a ambdues extremitats inferiors.

S'indica mobilització activa i deambulació precoçment

S'administra un vial d'heparina de baix pes molecular (Clexane[®]) 8 hores abans de la intervenció, i se segueix amb una dosi diària de 40 mg/dia durant 3 setmanes després de l'alta hospitalària. Si tenim en compte que l'estada sol ser de 10-15 dies, fa un total aproximat d'1 mes d'anticoagulació.

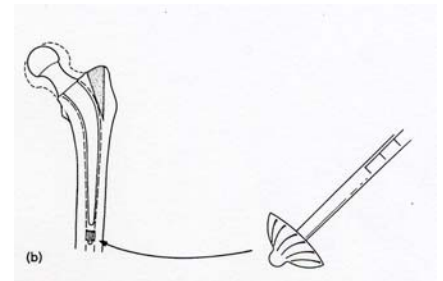


Figura 3.3.10
Col·locació d'un restrictor de ciment que es contrau adaptant-se al moll del fèmur

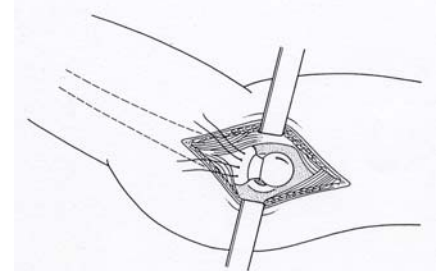


Figura 3.3.11
Tancament de l'articulació del maluc

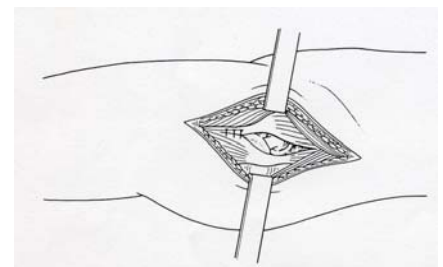


Figura 3.3.12
Tancament del tendó del gluti mitjà

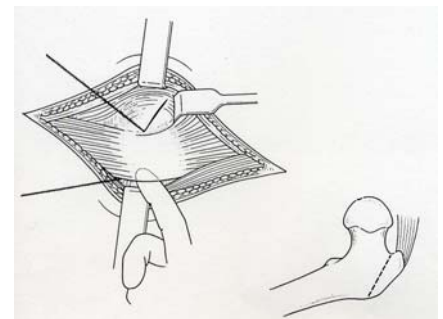


Figura 3.3.13
Introducció de la serra de Gigli a la càpsula entorn del trocànter major

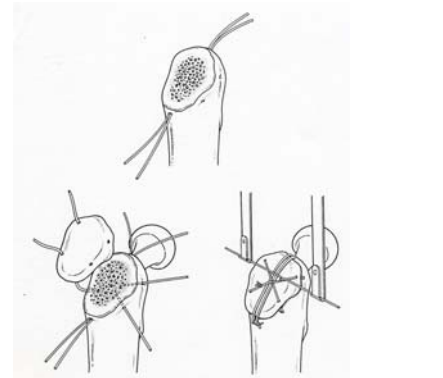


Figura 3.3.14
Trocànter reinserit amb filferros
(Hardinge, 1994) ⁷⁷

3.3.4. PROFILAXI ANTIBIÒTICA

La necessitat d'instaurar un tractament antibiòtic com a prevenció de la infecció està àmpliament documentada ^{3,78,79}.

A l'Hospital Universitari Germans Trias i Pujol al moment de l'estudi s'administraven 2 gr de Cefazolina (cefalosporina de 1^a generació), endovenosa just abans de baixar el malalt al quiròfan, i es continua amb 4 dosis d'1 gr/6 hores a partir de les 6 hores de finalitzar la intervenció.

En cas d'al·lèrgia a la penicil·lina, s'administra Vancomicina en dosis de 500 mg/6 hores en 3 dosis consecutives.

S'evita la col·locació de sonda vesical, especialment en homes, perquè comporta un alt risc de bacterièmia i, consegüentment, un augment del risc d'infecció de la pròtesi. Si cal, s'administra Gentamicina profilàctica.

3.3.5. CURES D'INFERMERIA

La infermeria de la planta és qui primer instrueix el pacient pel que fa a les cures posturals al llit i a la cadira i en com ha de fer les transferències bàsiques els primers dies. Tanmateix, es proporciona una guia pràctica al pacient on s'explica en què consisteix la intervenció i les precaucions que ha de seguir. S'expliquen mesures preventives de luxació: sedestació en cadira alta, ús d'una falca accessòria a la tassa del WC, posició en decúbit supí amb abducció dels malucs al llit, no posar-se mitjons o sabates sense ajut ni recollir objectes de terra estant assegut (Figura 3.3.15).

En general, un cop retirats els redons a les 48 hores de la intervenció ja s'autoritza la sedestació a l'habitació, evitant que sigui massa prolongada perquè afavoriria les contractures en flexió.

3.3.6. PROTOCOL DE REHABILITACIÓ

L'objectiu del tractament rehabilitador és accelerar la recuperació del pacient i aconseguir més funcionalitat, alhora que s'intenta prevenir l'aparició de complicacions derivades de la immobilitat, com ara l'atròfia o els problemes circulatoris. A l'hora de confeccionar aquest estudi s'han revisat diferents protocols de la literatura mèdica ^{3,10,16,33,81,82}.



Figura 3.3.15

Portada del fullet informatiu que se suministra al pacient

El protocol consisteix en un programa de fisioteràpia, hidroteràpia i teràpia ocupacional, que comença al tercer o cinquè dia postoperatori. A continuació es mostra en esquema el seu contingut:

UBICACIÓ: Inici de la fisioteràpia a l'habitació.

EXERCICIS: Es realitzen bàsicament exercicis en decúbit supí al llit.

Cinesiteràpia passiva:

- Mobilitzacions analítiques de maluc, genoll i turmell en decúbit supí al llit, per millorar els balanços articulars.

Cinesiteràpia activa:

- Exercicis isotònics de tibial anterior, extensor comú dels dits, extensor propi del dit gros, tibial posterior, tríceps sural, flexor comú dels dits i peroneals.
- Exercicis isomètrics de quàdriceps, isquiotibials i glutis.

TRANSFERÈNCIES: S'ensenyen les principals transferències llit-bipedestació-cadira-WC.

MARXA: Deambulació amb caminadors per l'habitació amb un 25% del pes corporal de càrrega.

UBICACIÓ: Inici de la fisioteràpia al gimnàs de rehabilitació.

EXERCICIS: Es treballa en decúbit supí, lateral, sedestació i bipedestació.

Cinesiteràpia passiva:

- Mobilitzacions autoassistides i activoassistides en pla lliscant fent triple flexió de maluc, genoll i turmell i abducció (Figures 3.3.16 i 17).



3^e dia postoperatori

5^e dia postoperatori

Figura 3.3.16
Mobilitzacions passives en flexió i abducció del maluc

Figura 3.3.17
 Mobilitzacions autoassistides en pla
 lliscant en flexió i abducció del maluc



Cinesiteràpia activa:

- Exercicis de potenciació muscular inicialment desgravats, i progressivament contra gravetat i amb resistència manual del fisioterapeuta.
- Mecanoteràpia al banc de Colson i a la gàbia de Rocher (Figura 3.3.18).

Figura 3.3.18
 Exercicis actius resistits per quàdriceps
 i gluti mitjà



MARXA: Inici de la deambulació supervisada i amb càrrega parcial, d'un 50% del pes corporal aproximadament, amb caminadors o a les barres paral·leles.

8^e dia postoperatori

TRANSFÈRENCIES: Inici de transferències actives de decúbit a sedestació i bipedestació, i de sedestació al WC.

MARXA: Es comença a caminar amb dos bastons anglesos.

S'ensenya a pujar escales amb la cama no operada i a baixar primer amb el bastó i la cama operada.

15^e dia postoperatori o alta hospitalària

UBICACIÓ: Continuació de la fisioteràpia a l'hospital o a un centre ambulatori on se segueix el mateix protocol, atès que el metge responsable és el mateix.

Si no ha estat possible acudir al centre per mal estat general o altres motius, puntualment s'ha indicat tractament domiciliari.

EXERCICIS: Inici de la hidroteràpia si no hi ha contraindicació per cap problema circulatori important, com ara tromboflebitis. Es du a terme al mateix Servei de Rehabilitació, en una piscina terapèutica, en presència d'un fisioterapeuta que ensenya i supervisa els exercicis.



Figura 3.3.19
Piscina terapèutica on es realitzaven exercicis supervisats pel fisioterapeuta

L'aigua cobreix aproximadament fins al pit, amb la qual cosa es fa una marxa desgravada un 50% (Figures 3.3.19 i 20). Es realitzen exercicis per augmentar la mobilitat en flexió, extensió i abducció del maluc.



Figura 3.3.20
Exercicis per guany de BA de maluc i genoll

TERÀPIA OCUPACIONAL: Inici de la teràpia ocupacional per reeducar activitats de la vida diària com:

- Transferències a la banyera: és molt útil disposar d'agafadors per facilitar-hi l'entrada.

- Higiene: es recomana la utilització de dutxa i, si només es disposa de banyera, usar una taula de banyera o un tamboret.
- Vestit: per calçar-se les sabates es recomana utilitzar un calçador amb mànec llarg; en el cas de les mitges hi ha diversos models de calçadors que són molt útils.
- Transferències a la cadira: evitar cadires baixes, ja que els genolls sempre han de quedar més baixos que els malucs. S'ha de seure endavant i el respatllet ha de tenir una certa reclinació per tal que les espatlles quedin més endarrerides que els malucs. A l'hora d'aixecar-se, és important que disposi de reposabraços per evitar inclinar el tronc endavant.
- Transferències al llit: dormir del cantó de l'extremitat no intervinguda perquè sigui més fàcil facilitar aixecar-se. No s'han de col·locar coixins sota els genolls per evitar contractures en flexió, i és recomanable estar estones en decúbit prono diàriament.
- Transferències al cotxe: si el vehicle és de 4 portes, seure al seient de darrere amb la cama operada estirada sobre el seient; si és de dues portes, reclinar el respatllet del seient de davant, endarrerir-lo al màxim i afegir-hi dos coixins per evitar una flexió del maluc de més de 90°, les primeres 6 setmanes.
- Recollir objectes de terra amb l'ajut de pinces, per evitar una inclinació excessiva del tronc.

1^r mes postoperatori

MARXA: S'autoritza la marxa amb un bastó anglès.

INDICACIONS: S'autoritza dormir en decúbit contralateral posant un coixí entre els genolls per evitar massa adducció.

2ⁿ mes postoperatori

MARXA: Marxa amb un bastó anglès o de puny. És recomanable mantenir-lo fins que la coixesa desaparegui totalment, per evitar la marxa en Trendelenburg.

INDICACIONS: Es poden retirar l'alça del WC i el coixí d'abducció per dormir a les 6 setmanes.

ALTA DE REHABILITACIÓ.

Si s'ha practicat osteotomia de trocànter, l'inici de càrrega es fa d'una forma més lenta. Es comença amb un 15% del pes corporal i s'incrementa a un 30% a les 6 setmanes, un 60% a les 7 setmanes,

un 75% a les 8 setmanes amb un bastó anglès i bastó de puny a les 10 setmanes.

3.3.7. PROTOCOL D'EXPLORACIÓ

Mitjançant un full de recollida de dades s'han enregistrat les dades de filiació i l'anamnesi bàsica (Taula 6):

RECOLLIDA DE DADES GENERALS	
Nom	Número d'historial clínic
Telèfon	Número de protocol
Edat	Barreres arquitectòniques a l'habitatge
Tipus de Treball	Situació laboral
Sedentari	En actiu
Físic	Invalidesa temporal
Mestressa de casa	Pensionista
Diagnòstic principal	Altres diagnòstics (comorbiditat)
Consum d'analgèsics	Tractaments farmacològics
Control	
preoperatori	Data de l'exploració
postoperatori	
1 ^r mes	Data de l'exploració
2 ⁿ mes	Data de l'exploració
3 ^r mes	Data de l'exploració
6 ^a mes	Data de l'exploració
Ajuts de marxa	Data de la intervenció
bastó de puny	Cirurgia
bastó anglès	Lateralitat de la pròtesi
2 bastons	Tipus de pròtesi
caminadors	Osteotomia de trocànter

DADES GENERALS

Taula 6
Filiació i altres dades generals

L'exploració física està especialment dirigida a l'aparell locomotor. Es registren les dades següents (Taula 7):

RECOLLIDA DE DADES FÍSQUES	
Talla	Pes
BSA	VO₂R*
Balanç articular	Balanç muscular
Malucs	Psoes ilíac
Flexió	Recte anterior
Extensió	Quadriceps restant
Abducció	Ísqüo-tibials
Adducció	Adductors
Rotació int.	Gluti major
Rotació ext.	Gluti mitjà
Genolls	TFL
Flexió	Perímetres
Extensió	Cuixa
Estat de la cicatriu	Cama
correcte	
indurada	Longitud de les EEII
dehiscent	EID
infectada	EIE

EXPLORACIÓ FÍSICA

Taula 7
Registre de l'exploració física

BSA: superfície corporal
VO₂R: consum d'oxigen basal teòric
EEII: extremitats inferiors

QÜESTIONARIS

La superfície corporal o BSA s'obté a partir d'un normograma establert per determinar l'àrea de la superfície corporal (Annex 1).

El VO_2R és el consum d'oxigen (O_2) basal per minut i metre quadrat (m^2) de superfície corporal i s'expressa en litres. Es calcula en funció del sexe i l'edat a partir d'unes taules de normalitat (Annex 2).

Els perímetres es mesuren amb cinta mètrica 12 centímetres (cm) per sobre del pol superior de la ròtula per a la cuixa i 12 cm per sota el pol inferior de la ròtula per a la cama.

La longitud de les EEII es mesura amb una cinta mètrica des de la espina ilíaca anterosuperior fins al mal·lèol intern.

Després d'una revisió s'han aplicat els següents tests ⁸³:

1. Escala Visual Analògica (EVA) ^{84,86} (Annex 3)

- Avaluat el dolor abans i després de caminar.
- Puntuació mínima 0 (absència de dolor), màxima 10 (dolor màxim).

2. Qüestionari autoadministrat del *Hospital for Special Surgery de Johanson* ⁸⁷ (Annex 4)

- Avaluat l'impacte general de l'artrosi, el dolor, les dificultats per caminar i la capacitat per a realitzar les AVD.
- Puntuació mínima 16 (incapaç), màxima 100 (sense dificultat).

3. Índex de severitat de l'artrosi del maluc de Lequesne i Samson ⁸⁸ (Annex 5)

- Avaluat el dolor, la distància màxima caminada, les AVD i l'activitat sexual (en dones).
- Puntuació mínima 0 (sense dificultat), màxima 24 (impossible) i 2 punts addicionals per valorar l'activitat sexual en dones. És indicació quirúrgica a partir de 12 punts.

4. Test de teràpia ocupacional (Annex 6)

Elaborat conjuntament amb la terapeuta ocupacional, que després ha de portar a terme la pauta terapèutica.

- Avaluat les activitats d'higiene, vestit, transferències i recollida d'objectes de terra.

- Puntuació mínima 0 (independent), màxima 51 (totalment dependent).

5. Test de 6 minuts de marxa ⁸⁹

- Registra els metres caminats durant 6 minuts.

1. Radiologia

- RX simple de pelvis en projecció anteroposterior i axial del maluc afectat. Amb ella s'arriba al diagnòstic etiològic de la coxopatia.
- Telemetria de les extremitats inferiors. Es realitza entre el primer i el segon mes postoperatori, per descartar una dismetria que necessiti compensació amb alça.

2. Estudi cinètic de la marxa

S'han utilitzat 2 plataformes de força dissenyades per l'Institut de Biomecànica de València IBV[®]. Aquestes plataformes fan 45 x 60 X 7 cm, registren un sol pas cadascuna i estan situades en un passadís de 6 metres de longitud per 90 cm d'amplada, tal com es mostra a la figura següent. La primera plataforma enregistra el peu dret i la segona l'esquerra (Figura 3.3.21). La freqüència de mostreig és de 200 Hz.

Abans d'iniciar una sessió de mesura es fa un amidament amb la plataforma en repòs i després es fa el pesatge de l'individu. A continuació, el pacient camina fent una sèrie de passades prèvies pel passadís de marxa on estan inserides les plataformes. Això li permet normalitzar la marxa abans de fer el mesurament i calcular amb quin peu li va bé començar a caminar per l'extrem del passadís, en funció de la seva longitud de pas, evitant així desacceleracions que puguin emmascarar els resultats. Es demana al pacient que camini a velocitat confortable de marxa i finalment s'escull un registre tècnicament correcte, és a dir, es descarten aquells en què s'hagi produït una acceleració o una frenada o bé que només registrin una part de la petjada.

El test es fa descalç, però si l'individu usa alça compensatòria per dismetria es fa amb el calçat que usa habitualment degudament corregit.

Els paràmetres que s'obtenen amb aquest tipus d'estudi són:

- Longitud del pas o distància entre dos recolzaments consecutius del mateix peu.
- Temps del pas entre l'inici del recolzament d'un peu i l'inici de l'altre.

PROVES COMPLEMENTÀRIES



Figura 3.3.21

Passadís on estan incloses les plataformes dinamomètriques

- Temps de recolzament o temps en què un peu (unipodal) o ambdós (bipodal) estan en contacte amb el terra. És un 60% del temps total.
- Temps d'oscil·lació o temps en què el peu és a l'aire i l'extremitat avança per preparar el següent recolzament. És el 40% del temps restant.
- Les forces que actuen sobre el terra són:
 - F1: força vertical màxima al moment de recolzar el taló.
 - F2: força vertical mínima en fer recolzament pla del peu.
 - F3: força vertical màxima en recolzar el cap dels metatarsians.
 - F4: força anteroposterior màxima en recolzar el taló.
 - F5: força anteroposterior màxima en recolzar els metatarsians.
 - F6: força mediolateral màxima en recolzar el taló.
 - F7: força mediolateral màxima en fer recolzament pla i recolzament dels metatarsians.
- Els set primers coeficients de la sèrie de Fourier, que defineix una funció contínua cíclica com és la marxa humana. Aquests coeficients determinen la relació entre la força vertical i el temps.

3. Ergometria

Anàlisi del cost energètic de la marxa amb ergometria realitzada en tapís rodant de 200 x 80 cm de la marca Enraf Nonius, Type 3446.535 Serial NR 09.04 2500 VA. Aquest tapís es caracteritza pel fet de disposar de 2 baranes a les quals es pot aguantar l'individu mentre camina, i pel fet que la velocitat i el pendent són regulables. Disposa d'uns botons de seguretat que permeten al pacient o al metge parar la prova immediatament en cas de problemes.

L'analitzador dels gasos espirats és un Oxycon Mijnhardt tipus 4. El primer pas consisteix a calibrar-lo mitjançant una barreja de gasos amb una concentració coneguda, la qual cosa permet ajustar l'oxigen (O₂) i el diòxid de carboni (CO₂). L'individu respira a través d'una mascareta unidireccional de baixa resistència tipus Hans Rudolph, amb unes vàlvules que permeten l'entrada de l'aire ambient en inspirar, però que es tanquen durant l'expiració, de forma que l'aire espirat és vehiculitzat al tub connectat amb l'analitzador de gasos (Figures 3.3.22 i 23).



Figures 3.3.22 i 23
Ergòmetre de l'estudi

Simultàniament, s'obté l'electrocardiograma (ECG) en la derivació DI, per descartar isquèmia o arítmies. La freqüència cardíaca s'obté també amb un pulsímetre Polar Pacer situat al tòrax i connectat amb un monitor model 45932.

La saturació d'O₂ és mesurada als capil·lars digitals amb un pulsioxímetre de la marca Criticare Systems Inc 504-US, Pulse Oximeter/Ultra Sync.

Tot plegat està connectat a un ordinador PC de la marca Olivetti amb processador 8086, amb un programari que emmagatzema les dades obtingudes en sistema Dbase (versió 3 Plus). Posteriorment s'ha creat una interfase amb el programa SPSS (versió 5.0) per a l'anàlisi posterior.

Els volums gasosos s'obtenen en condicions:

- B.T.P.S., és a dir, a temperatura corporal (37°C) i pressió baromètrica ambient (s'ha d'introduir la pressió atmosfèrica enregistrada en una estació meteorològica situada a la sala) i saturat amb vapor d'aigua.
- S.T.P.D., a temperatura i pressió estàndard i gas sec: gas a 0°C, pressió baromètrica de 760 mm Hg i completament sec.

En general, qualsevol ergometria consta de 3 fases: repòs, esforç i recuperació.

Tot i que hi ha molts tests clínics d'exercici ^{68,90}, no n'hi ha cap d'específic per a persones amb discapacitat física, per la qual cosa es recomana escollir aquells increments de càrrega que portin a una durada del test entre 8 i 12 minuts ⁹¹. Al nostre cas s'han dut a terme de la manera següent:

- Fase de repòs. L'individu respira a través de la mascareta, assegut en un tamboret dins de la pista, durant 3 minuts.
- Fase d'esforç. L'individu camina agafat a les baranes a velocitat progressiva. Els increments es fan cada 30 segons fins a la màxima velocitat tolerada pel pacient. A partir de velocitats de 5 km/h s'afegeix un pendent progressiu incrementant un 1% cada 30 sec. Durant tota la prova s'insta el pacient a realitzar el màxim esforç. Quan s'arriba a un quocient respiratori (RQ) > 1,0 o a un 80% de la FC teòrica màxima calculada segons la fórmula 220-edat en anys, es considera que l'individu ha realitzat una prova màxima. En cas d'arítmia o de signes d'isquèmia miocàrdica a l'ECG, el facultatiu interromp la prova, si no es continua segons la tolerància a la fatiga del pacient.
- Fase de recuperació. L'individu segueix caminant a una velocitat constant durant 6 minuts.

Atesa la important afectació articular i el conseqüent dolor, la tolerància a l'esforç i la velocitat de marxa són clarament diferents en el pre i el postoperatori, de manera que s'han adaptat a les possibilitats de l'individu.

La fase de repòs ha estat igual en tots els casos, però a la fase d'esforç preoperatoria es partia de velocitats de 2 km/h, mentre que a la postoperatoria ja es començava amb 3,5 km/h, més semblant a la que el pacient autoseleccionaria.

Pel que fa a la fase de recuperació, al preoperatori la velocitat constant era d'1 km/h mentre que al postoperatori es va fixar una velocitat de 2,5 km/h.

Cada 30 segons obteníem el mesurament dels paràmetres següents:

- Temps: minuts de la prova amb intervals de 30 segons.
- VE (BTPS): volum total de gas espirat per minut, en litres.
- FR: freqüència respiratòria, en respiracions per minut.
- VT: *volum tidal* o volum mitjà durant un minut de prova, en litres.
- %O₂: fracció espirada d'O₂.
- %CO₂: fracció espirada de CO₂.
- VO₂ (STPD): volum total d'O₂ consumit per minut, en litres/minut.
- VO₂/Kg: VO₂ en ml/minut, per Kg de pes corporal de l'individu.
- VCO₂ (STPD): volum total de CO₂ produït per minut, en l/min.
- RQ: quocient respiratori entre el CO₂ produït i l'O₂ consumit per minut. VCO₂/VO₂.
- FH: freqüència cardíaca, nombre de batecs per minut.
- O₂ pols: volum d'O₂ consumit per batec cardíac. VO₂/FH.
- Veq: equivalent de ventilació. VE/VO₂.
- METS: consum d'O₂ durant l'exercici expressat com a múltiple de l'O₂ consumit en repòs.

No s'ha calculat el llindar anaeròbic ^{68,92} ja que la majoria de pacients no hi ha arribat per la seva discapacitat física.

Es disposa d'unes cartes metabòliques de referència amb els valors teòrics de la persona segons l'edat i el sexe. (annex 6)

3.3.8. TEMPORITZACIÓ DE L'ESTUDI

Els controls s'han realitzat:

- Preoperatori: abans de la intervenció. S'ha intentat que fos el més pròxim possible a l'ingrés.
- Postoperatori: després de l'ATM, al cap de:
 - o 1 mes.
 - o 2 mesos.
 - o 6 mesos.

La temporització s'esquematitza a la taula següent (Taula 8):

	PREOP.	POSTOP.		
		1 ^r MES	2 ⁿ MES	6 ^e MES
DADES GENERALS	X	X	X	X
E. FÍSICA	X	X	X	X
EVA	X			X
JOHANSON	X			X
LEQUESNE	X			X
TEST DE T.O.		X	X	
6 MINUTS MARXA	X			X
RX SIMPLE	X			
TELEMETRIA		X		
PISTA DE MARXA	X	X	X	X
ERGOMETRÍA	X			X

Taula 8
Resum dels registres efectuats durant l'estudi

3.3.9. ANÀLISI ESTADÍSTICA

S'ha confeccionat una base de dades que ha permès entrar totes les dades obtingudes per un mateix individu al llarg del seu seguiment i tots els resultats enregistrats per tots els individus en cada prova efectuada: clínica, biomecànica o ergomètrica per a l'estudi posterior.

En un primer apartat, s'ha realitzat una estadística descriptiva amb els valors de mitjana, la desviació estàndard, la mediana, els valors mínims i màxims per variables quantitatives. Amb les variables qualitatives s'han fet freqüències amb el nombre de casos i el percentatge.

Per a l'estadística inferencial de les dades clíniques s'ha aplicat la prova no paramètrica de Wilcoxon per comparar les dades de l'EI afectada amb l'EI no afectada als diferents controls. Amb la prova no paramètrica de Friedman s'ha analitzat l'evolució dels paràmetres clínics de l'EI afectada al llarg de l'estudi per veure si ocorrien canvis significatius de manera global. Finalment, amb el test de Wilcoxon s'ha analitzat, amb més detall i només en els casos significatius per a l'avaluació global, en quin moment de l'estudi aquests canvis adquirien la consideració de significatius.

Les forces de reacció, els paràmetres de distància-temps i els coeficients de Fourier de l'estudi de la marxa, així com els diferents paràmetres de la prova d'esforç, s'han estudiat amb una anàlisi de la variància (ANOVA) amb l'aproximació de models lineals generalitzats (GLM). Per obviar possibles problemes d'esfericitat, les proves d'efectes intrasubjecte, per comparar els resultats inicials amb els postoperatoris, s'han avaluat amb el test de Greenhouse-Geisser.

Per analitzar les correlacions entre els paràmetres de l'exploració física i l'anamnesi, els paràmetres de marxa i els

paràmetres de consum metabòlic es van seleccionar, entre les variables que havien mostrat canvis significatius després de la intervenció, aquelles que es van considerar clínicament més rellevants. Inicialment vam aplicar un model de regressió lineal senzilla (bivariant) i després un model de regressió lineal múltiple, perquè vam considerar que aquest últim dóna informació més pròxima a la realitat clínica. Amb aquesta duplicitat d'anàlisi es pretenia evitar perdre variables que aportessin informació, encara que no fossin estrictament significatives amb l'aproximació bivariant, i d'altra banda descartàvem aquelles variables que aportaven informació redundant i aconseguíem models més parsimoniosos.

A més, en aquestes mateixes variables s'han distingit subgrups per sexe i pacients portadors d'ATM unilateral o bilateral.

En tots els casos el nivell de significació emprat ha estat del 5% ($\alpha = 0.05$).

Totes les anàlisis s'han portat a terme amb el programa estadístic SPSS (V 10.0), després de convertir les bases de dades.

3.3.10 . RECERCA BIBLIOGRÀFICA

S'han consultat diversos llibres de referència per a l'estudi del maluc, i més concretament per a les ATM.

També s'han emprat diferents tesis doctorals relacionades amb el tema d'estudi, a través de la base de dades Teseo.

S'han obtingut articles relacionats consultant les bases de dades Healthgate i Pubmed, amb la següent estratègia de recerca:

- *Hip prosthesis*: al moment de tancar l'estudi hi havia 16958 referències, la més antiga de les quals era de setembre de 1952 i la més recent de novembre de 2005.
- *Gait analysis and hip prosthesis*: s'han obtingut 118 referències des de 1981 a octubre de 2005.
- *Exercise test and hip prosthesis*: 13 cites d'agost de 1992 a abril de 2005 i 101 referències relacionades.

S'ha buscat informació sobre l'evidència a la base de dades Cochrane.

Finalment s'ha obtingut material electrònic consultant monografies, articles de revistes on-line, i diverses pàgines web amb informació rellevant sobre les ATM.

3.4 AVALUACIÓ DELS RESULTATS

- 3.4.1 Paràmetres clínics**
- 3.4.2 Paràmetres cinètics**
- 3.4.3 Paràmetres ergomètrics**

3.4 AVALUACIÓ DELS RESULTATS

3.4.1 PARÀMETRES CLÍNICS

S'han utilitzat molts tests per valorar els resultats clínics de l'artroplàstia total de maluc. En un treball recent s'ha vist que fins i tot un test de qualitat de vida com el Nottingham Health Profile és més sensible per detectar empitjoraments que l'EVA o un test funcional com el The Hospital for Special Surgery ⁵⁹. En el cas concret d'aquest estudi, s'ha optat per fer una recollida de les dades generals de l'exploració física i utilitzar tests validats per avaluar el dolor i la funcionalitat. Així, la quantificació subjectiva del dolor s'ha fet mitjançant la EVA i s'ha fet un test de 6 minuts de marxa per registrar la capacitat de marxa. Per mesurar la capacitat funcional s'han passat els qüestionaris de l'Hospital for Special Surgery de Johanson i l'Índex de severitat de l'artrosi de maluc de Lequesne i Samson. També s'ha confeccionat, juntament amb la terapeuta ocupacional, un test d'activitats bàsiques de la vida diària.

3.4.2 PARÀMETRES CINÈTICS

L'anàlisi de la marxa s'ha fet mitjançant dues plataformes dinamomètriques amb transductors extensomètrics dissenyades a l'Institut de Biomecànica de València anomenades Dinascan/IBV. Aquestes plataformes mesuren les forces que un sistema exerceix sobre elles i les transformen en senyals elèctrics proporcionals a la deformació patida. Tenen quatre captadors octogonals i cadascun vuit galgues extensomètriques: quatre sensibles a càrregues verticals i quatre a esforços en direcció horitzontal. Cada plataforma incorpora un mòdul intern d'amplificació que proporciona senyals analògiques d'alt nivell (Figura 3.4.1).

Amb aquest aparellatge obtenim:

1. Gràfiques força-temps.

És on s'observa l'evolució de les tres components de la força de reacció.

Es desglosen tres forces de reacció (Figura 3.4.2):

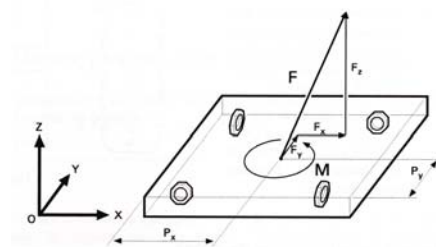


Figura 3.4.1
Plataforma i captadors

(Institut de Biomecànica de València)

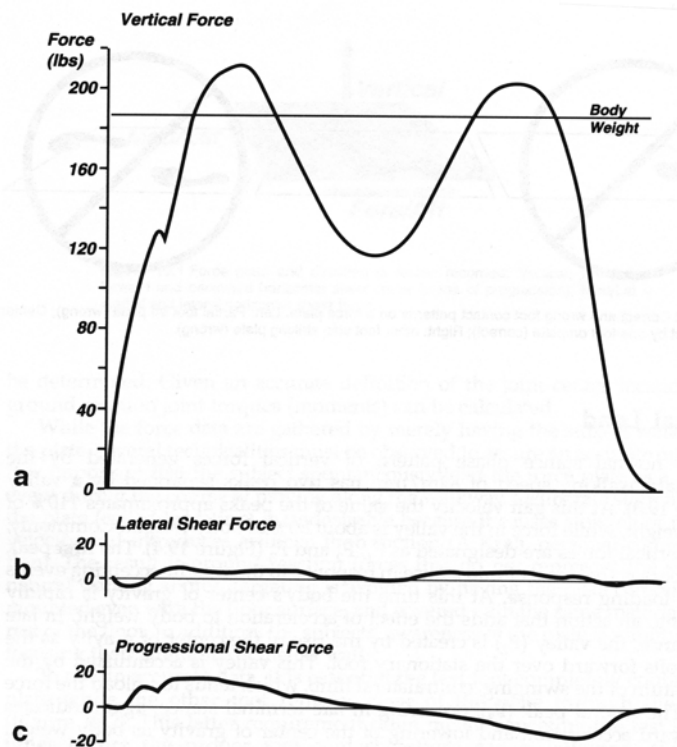


Figura 3.4.2

Forces de reacció del terra normals.

- a** Força vertical
- b** Força horitzontal mediolateral
- c** Força de progressió antero-posterior

(Perry, 1992)³¹

- Fz Forces verticals: Tradueixen els desplaçaments verticals del centre de gravetat ⁴⁶. Són les encarregades de sustentar el pes del cos durant la marxa, pel que són les forces de major magnitud. A una velocitat normal aproximada de 82 m/min presenten una corba característica en forma de M amb 2 pics i una vall. Els pics representen aproximadament un 110-120% del pes corporal durant la fase de suport bipodal. Durant el suport unipodal la força vertical cau entorn al 80% en la marxa normal o el 60-70% en marxas més dinàmiques, configurant una vall. En efecte, quan l'acceleració és positiva, la força de reacció pot superar el pes corporal. Això passa durant el doble suport i descriu el primer pic que succeeix a l'inici de la càrrega amb el recolzament del taló, en què el centre de gravetat ràpidament baixa i està en el punt més baix de la seva trajectòria. Té el seu màxim al 20% del cicle, i durant aquest interval l'extremitat fa els ajustaments neuromusculars necessaris per al correcte posicionament del peu sobre la superfície. Així, qualsevol alteració que comporti inseguretat en el recolzament alterarà aquest valor i canviarà la morfologia d'aquest pic. Després, el centre de masses es posiciona al mig peu i al cinquè metatarsià, i descriu un arc que arriba al seu màxim al 30% del cicle. En aquesta etapa l'acceleració és negativa i disminueixen les forces verticals, que se situen per sota el pes de l'individu, i arriben al seu mínim al 35% del cicle anomenant-se vall. La vall es dona

quan el centre de gravetat puja i el cos avança sobre el peu que està en càrrega. Simultàniament l'altra extremitat es troba en fase de balanceig i tendeix a descarregar la plataforma. Al 45% del cicle, el taló comença a enlairar-se, alhora que comença l'extensió del turmell. El segon pic succeeix al final de la càrrega al 52% del cicle, poc abans de l'extensió màxima del maluc, i s'anomena pic propulsiu. Indica una acceleració cap avall i un descens del centre de gravetat, alhora que el pes corporal recau sobre l'altre peu. Després, les forces disminueixen, alhora que el recolzament avança cap als dits. Abans del màxim de resposta a la càrrega, pot aparèixer un pic de breu durada que correspon al moment de l'impacte de taló en el terra, a la fase de contacte inicial ²⁴. La força vertical depèn de l'acceleració, i aquesta varia en funció de la velocitat. En augmentar la velocitat, el recorregut vertical del centre de gravetat és major i la força de reacció vertical pot tenir major desviació respecte al pes corporal; això fa que s'accentuin els dos pics, que estan al voltant de 2,5 vegades el pes corporal, i la vall es fa més profunda. A velocitats lentes i en persones d'edat avançada la vall tendeix a desaparèixer i s'acosta més a la línia del pes corporal, amb la qual cosa la corba és més aplanada i a un nivell més pròxim a la línia del pes corporal. El patró de les forces verticals en pacients amb patologia del maluc unilateral sol mostrar una disminució en les càrregues verticals de l'extremitat afecta comparada amb la sana. Però és millor considerar la velocitat de la marxa i el temps de recolzament unipodal, que són mesures més fiables (Figures 3.4.3-6).

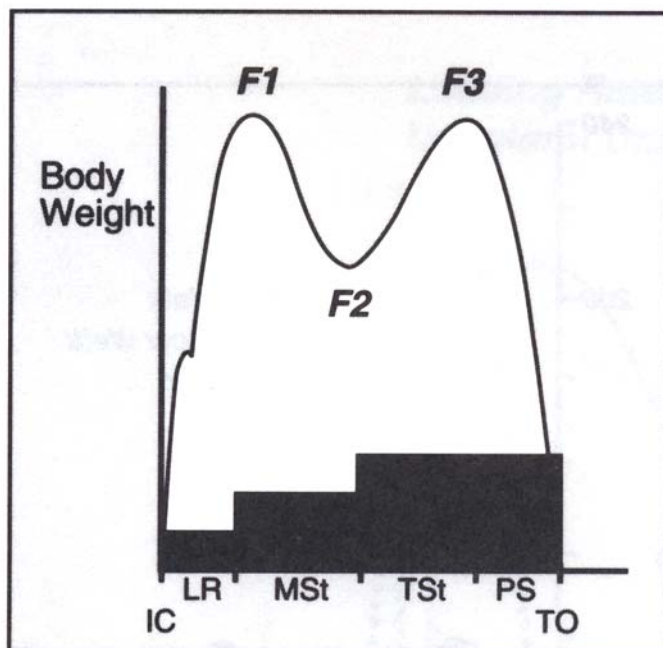


Figura 3.4.3

Patró de les forces de reacció verticals

- F1: pic de resposta de càrrega
- F2: vall de mig suport
- F3: pic del final del suport
- LR: resposta de càrrega
- MSSt: mig suport
- TSt: suport terminal
- PS: pre-balanceig

(Perry, 1992) ³¹

Figura 3.4.4
 Forces verticals corresponents a una
 marxa humana normal
 (Instituto de Biomecánica de Valencia)

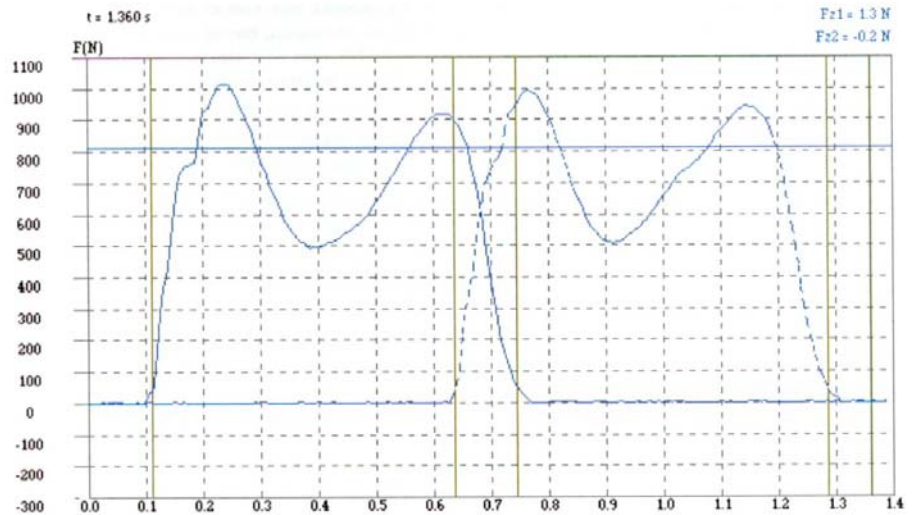


Figura 3.4.5
 Forces verticals corresponents a una
 marxa humana lenta
 (Instituto de Biomecánica de Valencia)

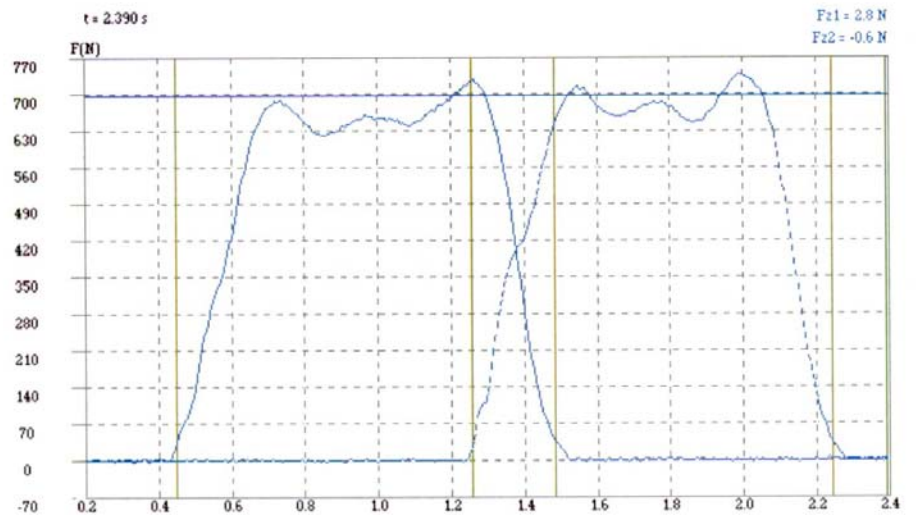
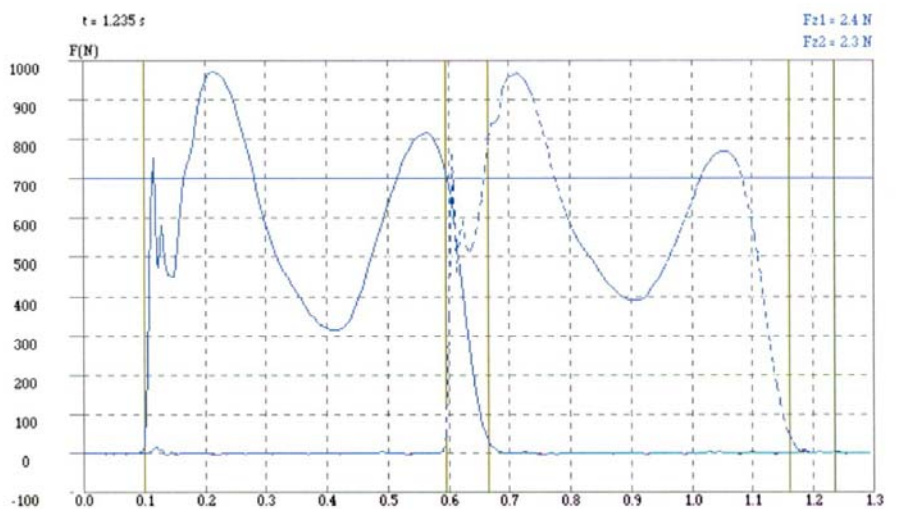


Figura 3.4.6
 Forces verticals on s'aprecia, amb una
 alta freqüència de mostreig, el pic del
 xoc de taló en el contacte inicial
 (Instituto de Biomecánica de Valencia)



- Fx Forces anteroposteriors: equivalen a menys d'un 25% del pes corporal. Són les forces d'acceleració i frenada de la marxa necessàries per a la progressió del subjecte. Durant la fase de resposta a la càrrega i fins a la fase mitjana del recolzament són posteroanterior i tendeixen a desplaçar el terra endavant. Són de frenat i es consideren negatives, donant un registre en direcció anterior amb un pic d'un 13% del pes corporal al final de la fase de càrrega, al 15% del cicle, que reflecteix la retracció dinàmica de l'extremitat per assegurar l'estabilitat en càrrega. Després, hi ha una davallada i cap al 45% del cicle es fan anteroposteriors i tendeixen a desplaçar el terra endarrere i impulsar l'individu endavant. Es consideren positives i són d'acceleració o propulsió. Apareixen quan el taló comença a enlairar-se, i generen una força posterior que augmenta ràpidament a la fase de recolzament terminal i fa un pic final del 23% del pes corporal, al 58% del cicle. Aquest pic es relaciona amb l'impuls per tal de transferir el pes del cos cap a l'altra extremitat, després que el maluc estigui en màxima extensió. En condicions normals el impuls de frenada és similar al de propulsió amb el que la resultant és zero (Figura 3.4.7) ²³.

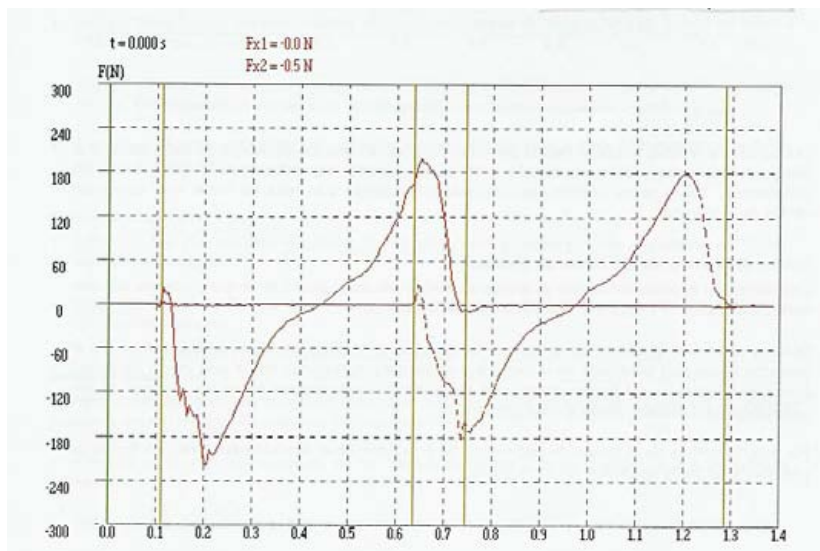


Figura 3.4.7
 Forces anteroposteriors corresponents a una marxa humana normal
 (Instituto de Biomecánica de Valencia)

- Fy Forces mediolaterals: tradueixen els desplaçaments laterals del centre de gravetat ³⁵. Representen menys del 10% del pes corporal. Són les responsables de mantenir l'equilibri durant la marxa. Ambdues cames són simètriques

respecte a zero. Tenen un pic en sentit medial a la fase de contacte inicial del 5% del pes corporal, i a la resta del recolzament el pic té sentit lateral i arriba al 7% del pes al final del recolzament (Figura 3.4.8).

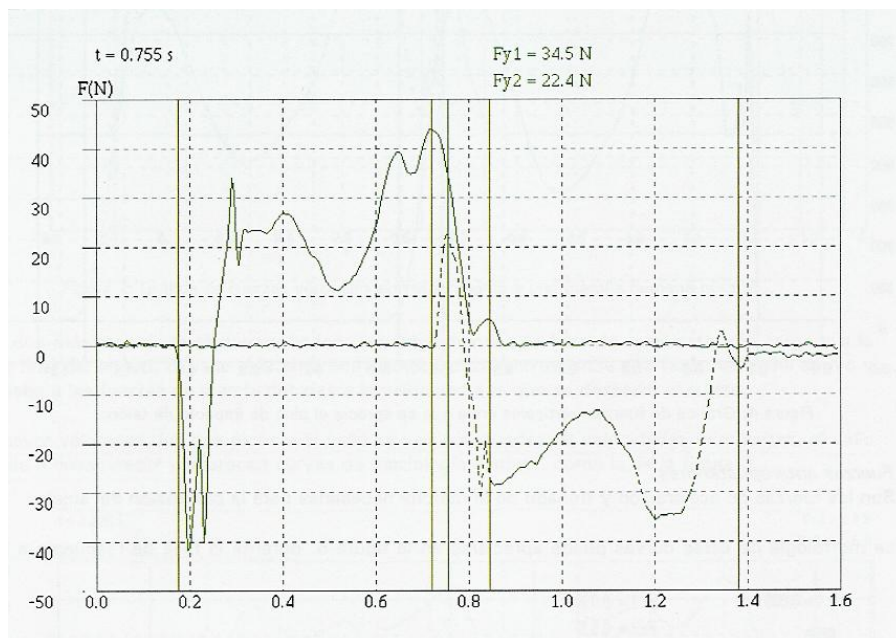


Figura 3.4.8

Forces mediolaterals corresponents a una marxa humana normal

(Instituto de Biomecánica de Valencia)

El valor de la Fz varia amb la velocitat de la marxa, i conforma una gràfica més punxeguda a mesura que augmenta, de manera que arriba a enregistrar-se pràcticament un sol pic en la carrera (Figura 3.4.9).

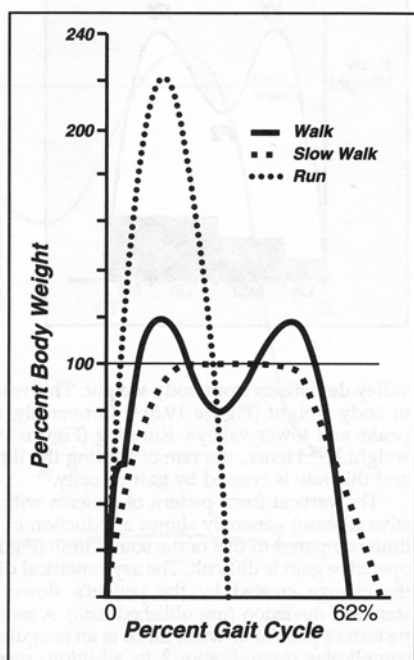


Figura 3.4.9

Variacions de la força vertical al canviar la velocitat de marxa:

— Walk: marxa a 80m/min
 Slow walk: marxa a 60m/min
 ●●● Run: carrera

(Perry, 1992) ³¹

Les marxes patològiques tendeixen a aplanar les forces verticals (disminueixen els pics del xoc de taló i enlairament dels dits i augmenta la força de recolzament de la planta del peu) i disminueixen la velocitat del pas i augmenta el temps de recolzament de la EI sana. Les forces anteroposteriors també varien: disminueix la força anterior màxima a l'EI afectada i augmenta a l'EI sana, i disminueixen les forces posteriors d'ambdues EEII. Per exemple, si les forces verticals estan disminuïdes pot ser que hi hagi dolor a l'extremitat afectada. La disminució de les forces anteroposteriors de propulsió enfront de les de frenat pot indicar una deficiència motora. El fet que la durada de la petjada sigui clarament major a una extremitat que a l'altra pot indicar patologia al cantó de menor duració ⁹³.

2. Gràfica de l'evolució del centre de pressions.

Durant el recolzament, el centre de pressions es desplaça al llarg de la superfície de la planta. En el contacte inicial està

localitzat al taló i a mesura que progressem per la fase mitjana del recolzament evoluciona al llarg del canto extern del peu i acaba sobre el cap dels metatarsians i el dit gros al final del recolzament. Té forma de parèntesi (Figura 3.4.10).



Figura 3.4.10
Evolució del centre de pressions en la marxa humana normal

(Instituto de Biomecánica de Valencia)

3. Paràmetres cinètics de la marxa.

- Temps de recolzament: temps en què el peu està en contacte amb la plataforma.
- Fz al impacte: instant en què hi ha el pic d'impacte.
- Fz al recolzament de taló: Fz màxima relativa durant la fase de recolzament del taló (F1).
- Fz a la vall: Fz mínima relativa durant el recolzament complet de la planta (F2).
- Fz al enlairament: Fz màxima relativa durant l'enlairament (F3).
- F horitzontals mínimes: aquelles més negatives anteroposteriors (F4) i mediolaterals (F6).
- F horitzontals màximes: aquelles més positives anteroposteriors (F5) i mediolaterals (F7).
- Impulsos mecànics: coincideixen amb l'àrea sota les corbes de les forces i temps.
- Desviació del centre de pressions mínima: distància màxima cap a l'esquerra des de la recta de regressió del centre de pressions fins la trajectòria.

- Desviació del centre de pressions màxima: distància màxima cap a la dreta des de la recta de regressió del centre de pressions fins a la trajectòria.
- Harmònics: coeficients resultants de la descomposició en sèrie de Fourier de les forces verticals. De difícil interpretació física, són útils per valorar diferències en les funcions força/temps.

4. Gràfiques vectorials:

Gràfiques de vectors de força on es poden observar els punts de la plataforma en què hi ha hagut concentració de forces. Les forces de reacció del terra es poden representar com vectors que combinen les forces simultànies verticals, sagitals i coronals, sumant les 3 dimensions i obtenint un vector suma resultant. La magnitud és equivalent a l'hipotenusa d'un triangle rectangle en la que els catets són les forces verticals i horitzontals. El vector contacta la plataforma al punt instantani del centre de pressió. La força anteroposterior s'utilitza per identificar el vector del pla sagital i la mediolateral per al vector del pla frontal.

Els vectors del pla sagital durant la fase de càrrega, a l'inici mostren una força anterior a la interfase peu-terra, que ocasiona una pendent posterior d'aquests vectors similar a les primeres costelles d'un ventall obert, en el qual la base seria el taló. A la fase de recolzament mitjà els vectors són quasi verticals. La dorsiflexió del turmell permet que la base dels vectors, o centre de pressió, avanci a través del peu paral·lelament a la progressió del centre de massa corporal.

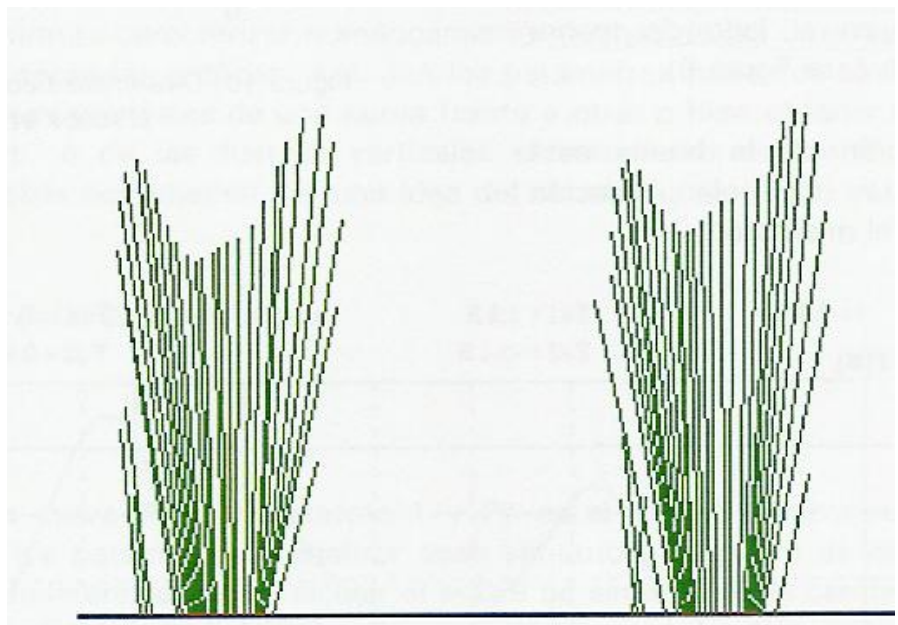


Figura 3.4.11

Gràfica vectorial en què s'aprecia una concentració de vectors a les zones de taló i avantpeu

(Instituto de Biomecánica de Valencia)

Conforme l'àrea de suport es va desplaçant cap endavant, es comença a veure l'inici d'una força posterior. Durant la fase terminal, l'increment d'aquesta força posterior fa que els vectors s'inclinin cap endavant, altre cop semblant a un ventall, en el qual cada element té una major pendent de caiguda.

Els vectors del pla coronal estan dominats per la major magnitud de les forces verticals. Tenen dos pics laterals alhora que els de les forces verticals. Així el patró de vectors coronals és molt semblant al del pla sagital (Figura 3.4.11).

3.4.3 PARÀMETRES ERGOMÈTRICS

pel que fa a l'estudi del consum metabòlic, la mesura del consum energètic proporciona informació global del rendiment de la marxa i és un mitjà per quantificar la penalització fisiològica resultant d'una marxa patològica.

Hi ha dos mètodes per determinar el consum energètic fisiològic:

1. Calorimetria directa:

Determina la producció de calor corporal i el treball, però resulta complexa i és poc fiable.

2. Calorimetria indirecta:

Més senzilla, es basa en la mesura del VO_2 i determina la intensitat d'un esforç sostingut ²⁵.

El metabolisme aeròbic és la principal font d'adenosina trifosfat (ATP) durant l'exercici perllongat. Per aquest motiu mesurant el VO_2 indirectament determinem el consum energètic ja que en aquesta situació la contribució anaeròbia a la producció d'energia és mínima ³¹.

Hi ha dos paràmetres que caracteritzen el metabolisme energètic:

- El quocient respiratori (RQ), que expressa la relació entre el VCO_2 i el VO_2 en repòs, assumint que l'anàlisi dels gasos espirats dels pulmons és el mateix que el gas intercanviat a nivell cel·lular. Aquest quocient dóna idea del tipus d'aliment que es metabolitza. En una dieta típica mixta de carbohidrats i greixos, el RQ en repòs és de 0,82 i el seu equivalent calòric de 4,8 cal/ml O_2 .

- El quocient d'intercanvi respiratori (RER), que equival al RQ però en condicions d'exercici físic. Si és major a 0,9 indica activitat anaeròbia i, si supera 1,00, exercici dur. El RER representa un mètode no invasiu per determinar si s'està produint un metabolisme anaeròbic significatiu.

La tasa d'O₂ representa el total d' O₂ consumit per minut (ml·Kg⁻¹·min⁻¹); determina la intensitat de l'exercici sostingut; es relaciona amb el temps en què es pot realitzar l'exercici.

El cost d' O₂ (ml·Kg⁻¹·m⁻¹) descriu el total d'energia utilitzat per caminar una unitat de distància estàndard: un metre. Per tant, el cost d' O₂ és igual a la tasa d' O₂ dividida per la velocitat de marxa. Per determinar l'eficiència de la marxa i poder-la comparar entre diferents individus, es divideix el cost d' O₂ i s'expressa en percentatge. En general, el cost d' O₂ sempre és superior per a un pacient que per a una persona normal, amb la qual cosa l'eficiència sempre és inferior al 100%. L'eficiència de la marxa normalitzada es defineix com la relació que hi ha entre el cost energètic d'un malalt i el cost mitjà d'una persona normal ^{25,31}:

$$\text{Eficiència} = \frac{100 \times \text{cost (O}_2\text{/normal)}}{\text{Cost (O}_2\text{/pacient)}}$$

Un altre concepte és el de la capacitat aeròbica màxima, que expressa el consum d'oxigen màxim, VO₂ màx, que un individu pot fer durant l'exercici. És un paràmetre temps dependent i s'expressa en les mateixes unitats que la tasa d'O₂ (ml/Kg·min). Representa la capacitat màxima de producció d'energia aeròbica, i per això és el millor indicador de la capacitat de treball i de la condició física. Depèn de l'edat: és màxima als 20 anys i disminueix amb l'envelliment, en disminuir la freqüència cardíaca màxima i el volum minut. També depèn del sexe: l'home té valors un 15-20% superiors perquè té una major concentració d'hemoglobina i una major quantitat de massa corporal lliure de greix. Es relaciona amb la massa muscular implicada en l'exercici; així, amb l'exercici d'extremitats superiors és menor que amb el d'extremitats inferiors, tot i que per a una mateixa càrrega de treball la freqüència cardíaca i la pressió arterial són superiors en l'exercici d'extremitats superiors ³¹. El tipus i la freqüència d'entrenaments i la constitució física són altres factors que la determinen ²⁵.

Aquest VO₂ màx disminueix amb la vida sedentària per l'atrofia de la musculatura perifèrica, el menor volum minut i la

major FC en repòs i exercici resultants de la inactivitat. Qualsevol malaltia dels sistemes respiratori, cardiovascular, muscular o metabòlic que restringeixi l'aportació d' O_2 a les cèl·lules implicarà un menor VO_2 màx. De la mateixa manera, un programa de condicionament físic pot incrementar la capacitat aeròbica en millorar el volum minut, la capacitat de les cèl·lules d'extreure O_2 de la sang, el nivell d'hemoglobina i incrementar la massa muscular. Tot plegat té com a resultat una major utilització dels greixos com a font primària d'energia, la qual cosa fa que es formi menys lactat i s'incrementi la resistència. Amb l'entrenament també disminueixen la FC en repòs i submàxima i la pressió arterial, i augmenta el volum minut ^{31,94}. Kilavuori et al ⁹⁵ al 1996 van publicar un treball sobre l'efecte de l'entrenament físic en la capacitat d'exercici i l'intercanvi gasós en pacients amb insuficiència cardíaca crònica. Van observar que l'entrenament d'intensitat moderada (50-60% del VO_2 màx durant 30 minuts 3 dies/setmana) seguit durant 8 setmanes millorava la capacitat d'exercici submàxim i els símptomes, retardava el metabolisme anaeròbic, disminuïa el quocient VCO_2/VO_2 del treball submàxim i reduïa el VE excessiu. En resum, sembla que la millora dels trastorns ventilatoris repercutia favorablement en el metabolisme del múscul esquelètic. Aquests efectes beneficiosos es mantenen si l'individu seguia fent una certa activitat física un cop al domicili. El que millorava més era la resistència, més que la capacitat d'exercici màxima. Altres estudis han demostrat per espectroscòpia amb RMN que l'exercici millora la capacitat oxidativa del múscul esquelètic i s'ha vist amb biòpsies musculars que l'entrenament físic augmenta la densitat de mitocòndries citocrom-c oxidasa positives, que es correlacionen amb els canvis en el VO_2 al llindar anaeròbic i el VO_2 màx. ^{96,97}.

El metabolisme anaeròbic comença quan l'exercici implica un treball entre el 55 i el 65% del VO_2 màx en un subjecte sa no entrenat i comença al voltant del 80% del VO_2 màx en atletes de competició ³¹. Com més pròxim es trobi el VO_2 màx al llindar anaeròbic millor serà el rendiment ⁶⁷. L'inici del metabolisme anaeròbic es manifesta amb un augment del lactat sèric i un increment del RER. El VO_2 màx i l'inici del metabolisme anaeròbic depenen de diferents factors: l'entrenament, el tipus de fibres musculars, la densitat de capil·lars i les possibles alteracions en la capacitat oxidativa del múscul. Quan s'inicia el metabolisme anaeròbic s'escurça la resistència i comença la fatiga ³¹.

El pols d'O₂ és la relació entre la taxa d'O₂ i la FC. En absència de malaltia cardíaca, hi ha una relació lineal entre ambdós encara que hi ha diferències entre els individus en funció de la condició física, els músculs emprats i si l'exercici es realitza amb les extremitats superiors o inferiors. El pols d'O₂ augmenta amb l'entrenament ja que aquest augmenta el volum minut i l'eficiència del múscul per extraure l'O₂ de la sang, i disminueix amb el desacondicionament físic.

La taxa metabòlica basal és el nivell mínim d'energia necessària per al manteniment de les funcions vitals en estat de repòs. Depèn de la dieta, la superfície corporal, el percentatge de greix, l'edat, etc., i és més alt en dones i nens.

La mesura de la despesa metabòlica es pot fer amb dos tipus de sistemes:

- Espirometria tancada: l'aire expulsat és reabsorbit en un circuit tancat que extreu el CO₂.
- Espirometria oberta: més utilitzat. L'individu inhala aire ambient i l'espiròmetre emmagatzema l'aire espirat. Mesurant el volum i percentatge d'O₂ de l'aire espirat es pot calcular el total d' O₂ consumit.

En condicions normals, la velocitat de la marxa a cadència lliure està al voltant de 82 m/min en homes i 78 m/min en dones, i la mitjana de VO₂ és de 12,1 ml/kg/min sense trobar que hi hagi diferències pel sexe, tot i que les dones tenen una major FC. Si tenim en compte el VO₂ en percentatge a la capacitat aeròbica màxima, en joves no entrenats és del voltant del 32% i en persones majors de 75 anys d'un 48%. A qualsevol edat, el RQ és menor a 0,85, amb el que no es precisa del metabolisme anaeròbic.

La relació entre VO₂ i velocitat de la marxa segueix una regressió lineal directament proporcional en velocitats compreses entre 50 i 100 m·min⁻¹. El VO₂ també augmenta de forma lineal amb l'angle de la pendent ^{25,98}.

La discapacitat per la marxa implica un increment del consum energètic, fet pel qual l'individu establirà una sèrie d'adaptacions per minimitzar aquest consum addicional. En el cas de l'artrosi de maluc, la velocitat confortable de marxa és aproximadament la meitat que la de la població normal, i la taxa d' O₂ també és menor a la de la marxa normal. Després de la col·locació d'una pròtesi total de maluc aquesta velocitat augmenta, sense variar

pràcticament la taxa d'O₂, és a dir, disminueix el cost d' O₂ i per tant millora l'eficiència de la marxa ³¹.

Per a l'anàlisi del cost energètic de la marxa, en aquesta tesi s'ha emprat un analitzador de gasos espirats connectat a un tapís rodant. L'individu respira a través d'una mascareta amb unes vàlvules que permeten l'entrada de l'aire ambient en inspirar, però es tanquen durant l'espiració, de forma que l'aire espirat és vehiculitzat al tub connectat amb l'analitzador de gasos. S'ha realitzat una prova d'esforç caminant sobre una cinta, amb velocitat i pendent regulables.

4. RESULTATS

4.1 Descripció de la població

4.2 Paràmetres clínics

4.3 Paràmetres cinètics

4.4 Paràmetres ergomètrics

4.5 Variables significatives

4.6 Correlacions

4.1 DESCRIPCIÓN DE LA POBLACIÓN

4.1 DESCRIPCIÓ DE LA POBLACIÓ

S'han avaluat 37 persones afectades de patologia severa al maluc que estaven en llista d'espera per a intervenir-les d'artroplàstia de substitució. Cinc ja eren portadores d'artroplàstia al maluc contralateral feia més d'un any i en 3 persones més es va efectuar l'ATM a l'altre maluc durant el període de recollida de dades, ambdues ATM van ser incloses a l'anàlisi, per la qual cosa tenim un total de 40 ATM estudiades (Gràfic 1).

Tots els controls preoperatòris es van dur a terme durant els 3 mesos previs a la intervenció, excepte en un pacient que va ser 6 mesos abans i en els pacients intervinguts d'ambdós malucs, en què es van utilitzar les dades del control postoperatori als 6 mesos del primer maluc com a valors preoperatòris per al segon maluc (mitjana 48,82 +/-46,45 dies).

El primer control postoperatori es va efectuar al cap d'un mes aproximadament de la intervenció (mitjana 42,57 +/-7,98 dies), el segon als dos mesos (mitjana 75 +/- 9,44 dies) i l'últim als 6 mesos (mitjana 202 +/-14,75 dies).

S'han utilitzat les dades del control postoperatori dels 6 mesos de la primera artroplàstia per al preoperatòri de la segona artroplàstia, per considerar que eren ja valors força estables. No es disposa de les dades del control de 6 mesos de la primera artroplàstia i preoperatòri de la segona artroplàstia d'una pacient intervinguda d'ambdós malucs ja que va ser ingressada abans de poder-la citar.

Han finalitzat el seguiment de 6 mesos 36 pacients, ja que hi va haver un èxitus per recaiguda d'un hepatocarcinoma 2 mesos després de l'operació.

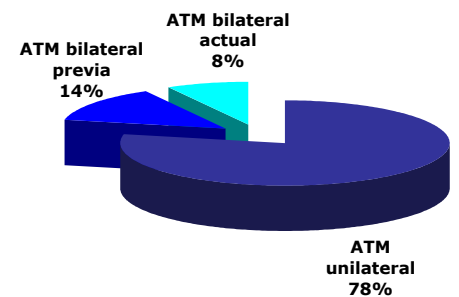
En 2 pacients no es va efectuar prova d'esforç per antecedents de cardiopatia isquèmica o mala adaptació a la pista.

Dels 37 pacients inclosos, 25 eren homes (67,56%) i 12 dones (32,43%) (Gràfic 2).

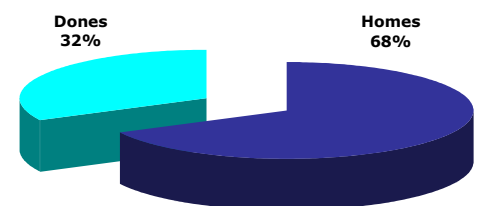
L'edat mitjana global va ser de 63,9 anys, la mediana de 65,5 i la desviació estàndard de 9,6, amb un rang de 45. El valor mínim va ser de 37 i el màxim de 82 (Taula 9). Per sexes, l'edat mitjana va ser de 62,00 anys per als homes i 67,84 per a les dones.

En analitzar el seu índex de massa corporal (IMC), entès com la relació que hi ha entre el pes expressat en quilos i l'altura en

1. Distribució de les ATM



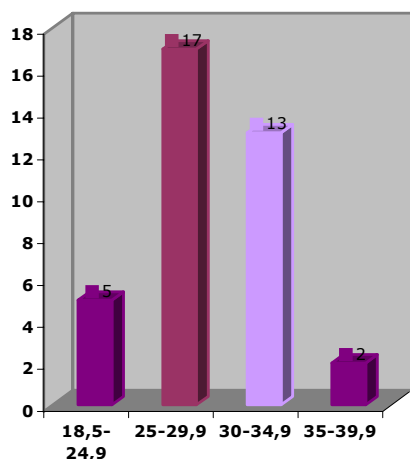
2. Distribució per sexes



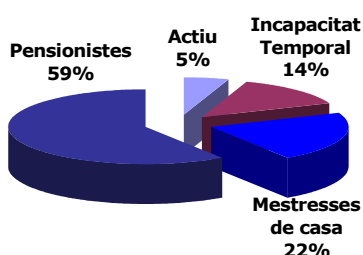
EDAT (n=37)	
MITJANA	63,9
MEDIANA	65,5
D.E.	9,6
VALOR MÍNIM	37
VALOR MÀXIM	82

Taula 9
Edat de la població

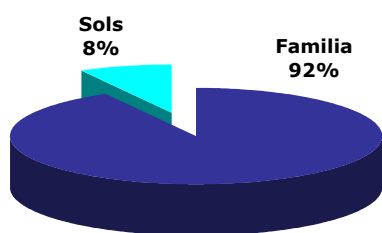
3. IMC de la població estudiada



4. Situació laboral



5. Situació social



Taula 10
Diagnòstic etiològic

metres, hi ha 5 pacients amb normopes (IMC entre 18,5 i 24,9), 17 amb sobrepès (IMC entre 25 i 29,9), 13 amb xifres d'obesitat tipus I (IMC entre 30 i 34,9), 2 amb obesitat tipus II (IMC entre 35 i 39,9) i cap amb obesitat tipus III (IMC major a 40)(Gràfic 3).

Pel que fa al tipus de treball realitzat, en 18 casos (48,64%) s'ha considerat que era un treball que requeria un esforç físic considerable i en 19 no (51,35%).

Dels 37 pacients, 2 (5,40%) estan laboralment actius, 5 (13,51%) en situació d'invalidesa temporal, 8 (21,62%) són mestresses de casa i 22 (59,45%) són pensionistes, dels quals 6 (27,27%) són menors de 65 anys (Gràfic 4).

Dels 7 pacients en situació laboral activa, 5 (71,42%) tenien intenció de tornar a treballar i 2 (28,57%) de tramitar la invalidesa permanent.

Trentaquatre (91,89%) viuen amb la família i només 3 (8,10%) viuen sols (Gràfic 5).

El 50% manifestaven tenir barreres arquitectòniques per sortir al carrer des del seu domicili.

Dels tres pacients que van ser intervinguts bilateralment, en 2 la segona intervenció es va realitzar al cap de un any i al tercer se li va fer al cap de 7 mesos.

El recanvi articular va ser indicat en la majoria de casos per una coxartrosi primària, unilateral en 22 casos (59,45%) o bilateral en 7 casos (18,91%). Una altra de les causes va ser la necrosi isquèmica del cap femoral (NICF), 4 unilaterals (10,81%) i 2 bilaterals (5,40%). En 2 dels casos de NICF unilateral s'havia realitzat un *forage* previ. Finalment, es van realitzar 2 ATM per coxartrosi secundària (5,40%): una luxació congènita i una displàsia (Taula 10).

DIAGNÒSTICS (n=37)		Valor Absolut (n=37)	Valor Relatiu (%)
Coxartrosi primària	Unilateral	22	59,45
	Bilateral	7	18,91
Coxartrosi secundària	Luxació congènita	1	2,70
	Displàsia de maluc	1	2,70
NICF	Unilateral	4	10,81
	Bilateral	2	5,40

En 32 pacients (86,48%) es van detectar altres patologies considerades factors de comorbiditat. Vuit pacients (21,62%) eren

hipertensos, 6 (16,21%) tenien dislipèmia, 6 (16,21%) tenien alteracions de la circulació venosa perifèrica (un havia patit una TVP prèviament i la resta tenien varices), 5 (13,51%) tenien diabetis mellitus, 4 (10,81%) patien una patologia digestiva que en 3 casos era gastritis o ulcus i en un cas malaltia de Chron, 3 (8,10%) presentaven neoplàsia en fase de remissió, 2 (5,40%) tenien cardiopatia isquèmica i 2 pacients tenien gonartrosi significativa (Taula 11).

COMORBILITAT (n=37)	Valor Absolut (n=32)	Valor Relatiu (%)
Hipertensió arterial	8	21,62
Dislipèmia	6	16,21
Patologia circulatòria perifèrica	6	16,21
Diabetis mellitus	5	13,51
Patologia digestiva	4	10,81
Patologia neoplàsica	3	8,10
Cardiopatia isquèmica	2	5,40

Taula 11
Patologia mèdica associada

4.2 PARÀMETRES CLÍNICS

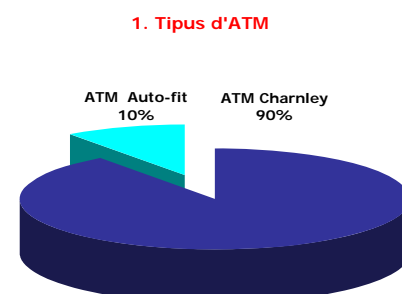
4.2 PARÀMETRES CLÍNICS

De les 40 pròtesis, 21 (52,5%) van ser esquerres i 19 dretes (47,5%) (Gràfic 6).

Totes les artroplasties emprades van ser cimentades: artroplastia de baixa fricció de Charnley en 36 casos (90%) i Auto-fit en 4 casos (10%). La via d'abordatge emprada va ser lateral, amb osteotomia de trocànter i cerclatge en 16 casos (40%) (Gràfic 1).

Pràcticament totes (95%) van ser col·locades pel mateix cirurgià, i les 2 restants (5%) per un altre cirurgià que va seguir la mateixa tècnica quirúrgica.

Dels 40 postoperatoris s'han registrat complicacions en 17 casos (42,5%) i no hi ha hagut incidències d'interès en 23 casos (57,5%). Les complicacions enregistrades han estat: 5 TVP (2 d'ells tenien signes d'insuficiència venosa perifèrica), 3 TVP amb TEP, 2 pneumònies, 2 febres autolimitades, 1 infecció urinària, 1 artritis de genoll, 1 parèsia del CPE autolimitada, 1 esquinç dels adductors i 1 fractura del trocànter durant l'acte quirúrgic, que va condicionar la col·locació d'un cerclatge. No es va registrar cap infecció de la ferida operatòria i, encara que no s'han buscat específicament, en la telemetria realitzada als 2 mesos de la intervenció no s'han observat en cap cas ossificacions heterotòpiques (Taula 12).



COMPLICACIONS (n=40)	Valor Absolut (n=17)	Valor Relatiu (%)
TVP	5	12,5
TVP i TEP	3	7,5
Pneumònia	2	5
Febre autolimitada	2	5
Infecció urinària	1	2,5
Artritis genoll	1	2,5
Parèsia cpe	1	2,5
Esquinç adductors	1	2,5
Fractura trocànter	1	2,5

Taula 12
Complicacions postoperatories

En 26 casos (65%) s'ha trobat dismetria superior a 0,5 cm al postoperatori. D'aquests, en 16 casos (40%) es va indicar alça compensadora.

El pes mitjà dels pacients en el preoperatori era de 75,74 Kg, i als 6 mesos de 76,52 (Taula 13).

Taula 13

Pes, talla i Index de Massa Corporal

	PES (Kg)		TALLA (cm)	IMC (pes Kg/talla m2)
	PREOP	6 ^e M		PREOP
MITJANA	75,74	76,52	162,20	28,65
MEDIANA	75,00	76,00	162	28,14
D.E.	12,40	12,08	8,70	3,84
VALOR MÍNIM	47	46	145	20,61
VALOR MÀXIM	109	108	180	36,84

IMC: index de massa corporal

D.E.: desviació estàndard

La mitjana d'ingrés va ser de 18 dies, amb una desviació estàndard (DE) de 4,60.

La mitjana de sessions de fisioteràpia durant l'ingrés va ser de 7,15 +/-3,24 DE, i un cop donats d'alta hospitalària en van realitzar 33,25 +/- 9,06 més. Això fa un total de 40,4 +/- 9,08 sessions de mitjana de fisioteràpia. Tres pacients van fer el tractament ambulatori al domicili per problemes de desplaçament fins al centre.

En 34 dels 40 postoperatoris es va realitzar teràpia ocupacional, amb una mitjana de 4,67 +/- 3,66 sessions, i 24 van fer hidroteràpia amb una mitjana de 29,29 +/- 16,34 sessions.

Les puntuacions obtingudes a l'EVA abans (EVA 1) i després (EVA 2) de realitzar la prova d'esforç al preoperatori i al postoperatori es mostren a continuació (Taula 14):

Taula 14

Puntuacions de l'escala de dolor

	EVA 1		EVA 2	
	PREOP.	6 ^e M	PREOP.	6 ^e M
MITJANA	2,55	0,42	5,36	1,39
MEDIANA	1,70	0	5,70	0
D.E.	2,84	0,86	2,81	2,11
VALOR MÍNIM	0	0	0	0
VALOR MÀXIM	8,70	3	9,90	8

EVA 1: puntuació escala visual analògica abans de la prova d'esforç

EVA 2: puntuació escala visual analògica després de la prova d'esforç

D.E.: desviació estàndard

Les puntuacions de les escales utilitzades per mesurar la capacitat funcional durant el procés es mostren a la taula següent (Taula 15):

Taula 15

Puntuacions de les escales funcionals

	LEQUESNE (min 0 / màx 24)		JOHANSON (min 16 / màx 100)		Test T.O. (min 0 / màx 51)	
	PREOP.	6 M	PREOP.	6 M	INICI	FINAL
MITJANA	13,96	5,71	52,65	81,39	26,63	3,36
MEDIANA	14,50	5,00	49,00	82,00	27,00	2,00
D.E.	3,44	3,93	12,05	8,62	10,36	6,98
VALOR MÍNIM	6	0	37	56	10	0
VALOR MÀXIM	19	17	83	100	43	39

D.E.: desviació estàndard

En comparar la variació de les puntuacions de l'EVA i els diferents tests funcionals als dos controls, en tots els casos

s'observen diferències estadísticament molt significatives, amb una $p < 0,000$.

Pel que fa als ajuts de marxa, s'han enregistrat els següents (Taula 16):

	AJUTS DE MARXA							
	PREOP.		1 ^r MES		2 ⁿ MES		6 ^e MES	
	V.A.	%	V.A.	%	V.A.	%	V.A.	%
No necessiten	15	37,5	0	0	0	0	10	26,31
Bastó de puny	15	37,5	0	0	2	5	13	34,21
Bastó anglès	9	22,5	8	20	17	42,5	15	39,47
2 bastons	1	2,5	31	77,5	21	52,5	0	0
Caminador	0	0	1	2,5	0	0	0	0

V.A.: Valor absolut

%: Freqüència de presentació

Taula 16
Ús d'ajuts de marxa

L'evolució en el consum d'analgèsics per part del pacient al llarg del procés es mostra a la taula següent (Taula 17). En analitzar els canvis s'observa que les diferències són estadísticament significatives des del primer control postoperatori ($p < 0,000$).

	CONSUM D'ANALGÈSICS							
	PREOP.		1 ^r MES		2 ⁿ MES		6 ^e MES	
	V.A.	%	V.A.	%	V.A.	%	V.A.	%
No necessiten	7	17,94	25	62,5	29	72,5	27	71,05
1 dia/mes	2	5,12	0	0	0	0	0	0
1 dia/setm.	2	5,12	2	5	3	7,5	5	13,15
2-3 dies/setm.	4	10,25	2	5	1	2,5	3	7,89
4-5 dies/setm.	1	2,56	1	2,5	2	5	0	0
Cada dia	23	58,97	10	25	5	12,5	3	7,89

V.A.: Valor absolut

%: Freqüència de presentació

Taula 17
Consum d'analgèsics

Pel que fa al B.A. de maluc i genoll, els valors preoperatoris i als 6 mesos de la intervenció d'ambdues extremitats inferiors són els que es mostren a continuació (Taules 18-25). Destaca que les diferències en la flexió i extensió entre l'extremitat afectada i no afectada són significatives durant tot el procés ($p < 0,000$, $0,000$, $0,001$ i $0,001$ als diferents controls per la flexió i $p < 0,000$, $0,002$, $0,005$ i $0,009$ per a l'extensió). En l'extensió, cal tenir en compte que els valors negatius són dèficits d'extensió, és a dir, flexes.

	FLEXIÓ MALUC							
	PREOP.		1 ^r MES		2 ⁿ MES		6 ^e MES	
	A	NA	A	NA	A	NA	A	NA
MITJANA	75,28	98,73	80,25	98,33	88,00	98,51	93,15	100,7
MEDIANA	76	100	84,50	100	92	100	95	100
D.E.	19,06	18,32	10,67	18,33	10,50	18,25	12,18	16,07
VALOR MÍNIM	25	55	56	55	54	55	63	55
VALOR MÀXIM	120	128	95	128	105	128	110	128

A: El afectada que s'intervé

NA: El no afectada

D.E.: desviació estàndard

Taula 18
B.A. del maluc en flexió

Taula 19

B.A. del maluc en extensió

	EXTENSIO MALUC							
	PREOP.		1 ^r MES		2 ⁿ MES		6 ^e MES	
	A	NA	A	NA	A	NA	A	NA
MITJANA	-0,66	3,17	-1,62	2,85	0,45	3,02	1,21	3,60
MEDIANA	0	2	0	2	0	2	1	2
D.E.	7,37	5,78	6,46	5,45	5,34	5,92	5,51	4,98
VALOR MÍNIM	-35	-12	-25	-12	-20	-12	-25	-10
VALOR MÀXIM	8	15	8	12	10	15	14	12

A: El afectada que s'intervé

NA: El no afectada

D.E.: desviació estàndard

L'abducció només mostra diferències significatives entre ambdues extremitats abans de la intervenció ($p < 0,000$) i al primer control postintervenció ($p < 0,041$). L'adducció no mostra diferències fins als 2 mesos ($p < 0,000$, $p < 0,000$ i $p < 0,002$ respectivament).

Taula 20

B.A. del maluc en abducció

	ABDUCCIÓ MALUC							
	PREOP.		1 ^r MES		2 ⁿ MES		6 ^e MES	
	A	NA	A	NA	A	NA	A	NA
MITJANA	20,29	30,65	26,42	30,12	29,97	30,64	32,52	33,72
MEDIANA	20	31	25	30	30	30	33	34
D.E.	7,80	10,35	8,20	10,36	7,34	10,04	6,51	7,59
VALOR MÍNIM	10	9	12	9	20	9	20	20
VALOR MÀXIM	40	50	50	50	50	50	46	50

A: El afectada que s'intervé

NA: El no afectada

D.E.: desviació estàndard

Taula 21

B.A. del maluc en adducció

	ADDUCCIÓ MALUC							
	PREOP.		1 ^r MES		2 ⁿ MES		6 ^e MES	
	A	NA	A	NA	A	NA	A	NA
MITJANA	18,35	30,26	23,32	30,58	24,47	30,30	28,47	30,59
MEDIANA	20	30	25	30	25	30	29	30
D.E.	7,73	8,00	7,83	7,80	7,28	8,00	6,80	8,08
VALOR MÍNIM	5	15	10	15	10	15	12	10
VALOR MÀXIM	35	50	42	50	40	50	44	50

A: El afectada que s'intervé

NA: El no afectada

D.E.: desviació estàndard

La rotació externa mostra diferències estadísticament significatives fins al primer control postoperatori ($p < 0,000$ i $p < 0,034$), i la rotació interna durant tot el seguiment ($p < 0,000$, $p < 0,000$, $p < 0,012$ i $p < 0,025$).

Taula 22

B.A. del maluc en rotació externa

	ROTACIÓ EXTERNA MALUC							
	PREOP.		1 ^r MES		2 ⁿ MES		6 ^e MES	
	A	NA	A	NA	A	NA	A	NA
MITJANA	25,61	33,79	29,30	33,77	32,10	33,50	35,92	34,84
MEDIANA	25	35	30	35	31	35	36,50	37
D.E.	9,41	10,22	9,75	10,48	8,74	11,20	8,60	10,94
VALOR MÍNIM	7	0	0	0	0	0	20	0
VALOR MÀXIM	40	55	53	55	45	55	56	55

A: El afectada que s'intervé

NA: El no afectada

D.E.: desviació estàndard

	ROTACIÓ INTERNA MALUC							
	PREOP.		1 ^r MES		2 ⁿ MES		6 ^e MES	
	A	NA	A	NA	A	NA	A	NA
MITJANA	-0,10	15,94	6,22	15,82	8,07	15,27	10,21	16,36
MEDIANA	0	16	5	15,50	6,50	15	10	19
D.E.	8,77	12,74	7,85	11,91	9,39	12,58	10,07	13,20
VALOR MÍNIM	-16	-10	-5	-5	-15	-8	-10	-12
VALOR MÀXIM	16	44	30	44	25	44	30	44

A: El afectada que s'intervé
NA: El no afectada
D.E.: desviació estàndard

Només al control del primer mes s'observen diferències en el BA del genoll ($p < 0,023$ per la flexió), encara que clínicament no són rellevants.

	FLEXIÓ GENOLL							
	PREOP.		1 ^r MES		2 ⁿ MES		6 ^e MES	
	A	NA	A	NA	A	NA	A	NA
MITJANA	129,7	130,1	128,0	130,3	129,6	130,1	129,0	129,3
MEDIANA	130	130	129	130	130	130	130	130
D.E.	7,58	7,41	8,25	7,53	6,92	7,15	7,22	7,66
VALOR MÍNIM	110	110	110	110	112	110	110	110
VALOR MÀXIM	146	145	145	145	142	145	140	145

A: El afectada que s'intervé
NA: El no afectada
D.E.: desviació estàndard

	EXTENSIÓ GENOLL							
	PREOP.		1 ^o MES		2 ^o MES		6 ^o MES	
	A	NA	A	NA	A	NA	A	NA
MITJANA	0,00	0,25	0,00	0,25	0,00	0,25	0,10	0,26
MEDIANA	0	0	0	0	0	0	0	0
D.E.	0,00	1,60	0,00	1,58	0,00	1,58	0,64	1,62
VALOR MÍNIM	0	0	0	0	0	0	0	0
VALOR MÀXIM	0	10	0	10	0	10	4	10

A: El afectada que s'intervé
NA: El no afectada
D.E.: desviació estàndard

S'han mesurat els perímetres a la cuixa i a la cama (Taules 26 i 27). Els valors observats van ser estadísticament diferents a la cuixa abans de la intervenció ($p < 0,000$) i en el control del primer ($p < 0,018$) i del sisè mes ($p < 0,008$). A la cama, els valors van ser diferents al preoperatori ($p < 0,050$), als 2 mesos ($p < 0,025$) i als 6 mesos ($p < 0,004$).

	PERÍMETRE CUIXA							
	PREOP.		1 ^r MES		2 ⁿ MES		6 ^e MES	
	A	NA	A	NA	A	NA	A	NA
MITJANA	45,97	46,69	45,58	46,09	45,89	46,19	46,42	46,98
MEDIANA	46	47	45,70	46,25	45,90	46,25	46,50	47,10
D.E.	4,52	4,59	4,39	4,36	4,89	4,91	4,40	4,46
VALOR MÍNIM	36,90	37,50	37,20	37,80	37,60	37,50	37	38
VALOR MÀXIM	58,00	57,80	59,10	59,30	63,50	62,00	58	60

A: El afectada que s'intervé
NA: El no afectada
D.E.: desviació estàndard

Taula 23

B.A. del maluc en rotació interna

Taula 24

B.A. del genoll en flexió

Taula 25

B.A. del genoll en extensió

Taula 26

Perímetres de les cuixes (en cm)

Taula 27

Perímetres de les cames (en cm)

	PERÍMETRE CAMA							
	PREOP.		1 ^r MES		2 ⁿ MES		6 ^e MES	
	A	NA	A	NA	A	NA	A	NA
MITJANA	35,65	35,95	35,29	35,60	35,35	35,76	35,81	36,22
MEDIANA	36	36	35,80	35,50	35,65	35,75	36	36,35
D.E.	3,04	3,10	3,06	2,95	3,19	3,15	3,12	3,17
VALOR MÍNIM	29	30	29	29	28,50	29	29	29
VALOR MÀXIM	41,50	42,20	42,50	42,50	41	42,20	41,50	42,50

A: El afectada que s'intervé

NA: El no afectada

D.E.: desviació estàndard

Abans de la intervenció hi ha dismetria significativa, i l'extremitat afectada és més curta ($p < 0,000$) (Taula 28).

Taula 28

Longitud de les EEII (en cm)

	LONGITUD EEII							
	PREOP.		1 ^r MES		2 ⁿ MES		6 ^e MES	
	A	NA	A	NA	A	NA	A	NA
MITJANA	89,74	90,40	90,43	90,51	90,22	90,23	90,43	90,52
MEDIANA	89	90	89	89,15	90	89,70	89,35	89,50
D.E.	5,38	5,41	5,72	5,92	4,95	4,97	5,88	6,05
VALOR MÍNIM	79,80	80	81,50	80	82	81,50	80,80	80
VALOR MÀXIM	102,5	103,2	107	106,5	101	101,2	105	107

A: El afectada que s'intervé

NA: El no afectada

D.E.: desviació estàndard

S'ha fet una transformació de l'escala del balanç muscular per tal de poder englobar puntuacions intermèdies, de la següent manera:

0	→	0
1	→	1
2	→	2
3	→	3
4-	→	4
4	→	5
4+	→	6
5	→	7

A pesar de tractar-se d'una variable ordinal, en què estrictament només hauríem de tenir en compte la mediana, es mostra el valor de la mitjana perquè es considera que aporta informació útil sobre l'evolució.

En mirar el B.M. al preoperatori, s'obtenen diferències significatives entre ambdues extremitats a tots els músculs explorats: psoes (0,016), recte anterior (0,000), quàdriceps (0,004), ísquios (0,021), adductors (0,009), gluti major (0,000), gluti mig (0,000) i TFL (0,000). Però al primer control postoperatori només hi ha diferències al recte anterior (0,000), quàdriceps

(0,020), gluti major (0,050), gluti mig (0,000) i TFL (0,000) i ja no s'observen diferències en el resultat del psoes ilíac, ísquio-tibials i adductors. Als 2 mesos les diferències segueixen sent significatives en el recte anterior (0,000), el gluti mig (0,000) i el TFL (0,000). Als 6 mesos, en el recte anterior (0,001), gluti major (0,046), gluti mig (0,000) i TFL (0,005). Així, en el quàdriceps s'observen diferències fins al primer control postoperatori, i persisteixen diferències durant tot el procés en el recte anterior, glutis major i mig i TFL (Taules 29-36).

	PSOAS							
	PREOP.		1 ^r MES		2 ⁿ MES		6 ^e MES	
	A	NA	A	NA	A	NA	A	NA
MITJANA	6,10	6,69	6,67	6,70	6,75	6,90	6,94	6,94
MEDIANA	7	7	7	7	7	7	7	7
D.E.	1,33	0,69	0,65	0,72	0,54	0,37	0,22	0,22
VALOR MÍNIM	2	4	5	4	5	5	6	6
VALOR MÀXIM	7	7	7	7	7	7	7	7

A: El afectada que s'intervé
NA: El no afectada
D.E.: desviació estàndard

Taula 29
 B.M. del múscul psoes ilíac

	RECTE ANTERIOR							
	PREOP.		1 ^r MES		2 ⁿ MES		6 ^e MES	
	A	NA	A	NA	A	NA	A	NA
MITJANA	4,79	6,20	4,32	6,32	5,07	6,30	5,44	6,31
MEDIANA	5	7	4	7	5	7	6	7
D.E.	1,43	1,12	1,55	1,07	1,38	1,22	1,15	1,14
VALOR MÍNIM	2	3	2	3	3	3	3	2
VALOR MÀXIM	7	7	7	7	7	7	7	7

A: El afectada que s'intervé
NA: El no afectada
D.E.: desviació estàndard

Taula 30
 B.M. del fascicle recte anterior del quàdriceps

	QUÀDRICEPS							
	PREOP.		1 ^r MES		2 ⁿ MES		6 ^e MES	
	A	NA	A	NA	A	NA	A	NA
MITJANA	6,20	6,82	6,62	6,90	6,92	6,95	6,92	6,81
MEDIANA	7	7	7	7	7	7	7	7
D.E.	1,15	0,50	0,80	0,37	0,26	0,31	0,35	0,56
VALOR MÍNIM	3	5	4	5	6	5	5	5
VALOR MÀXIM	7	7	7	7	7	7	7	7

A: El afectada que s'intervé
NA: El no afectada
D.E.: desviació estàndard

Taula 31
 B.M. de la resta de quàdriceps

	ISQUIOS							
	PREOP.		1 ^r MES		2 ⁿ MES		6 ^e MES	
	A	NA	A	NA	A	NA	A	NA
MITJANA	6,66	6,94	6,90	6,95	7,00	7,00	7,00	6,97
MEDIANA	7	7	7	7	7	7	7	7
D.E.	0,70	0,22	0,37	0,31	0,00	0,00	0,00	0,16
VALOR MÍNIM	5	6	5	5	7	7	7	6
VALOR MÀXIM	7	7	7	7	7	7	7	7

A: El afectada que s'intervé
NA: El no afectada
D.E.: desviació estàndard

Taula 32
 B.M. dels músculs ísquio-tibials

Taula 33

B.M. dels músculs adductors

	ADDUCTORS							
	PREOP.		1 ^r MES		2 ⁿ MES		6 ^e MES	
	A	NA	A	NA	A	NA	A	NA
MITJANA	6,66	7,00	6,92	6,92	6,92	7,00	6,97	6,97
MEDIANA	7	7	7	7	7	7	7	7
D.E.	0,70	0,00	0,34	0,34	0,34	0,00	0,16	0,16
VALOR MÍNIM	5	7	5	5	5	7	6	6
VALOR MÀXIM	7	7	7	7	7	7	7	7

A: El afectada que s'intervé

NA: El no afectada

D.E.: desviació estàndard

Taula 34

B.M. del múscul gluti major

	GLUTI MAJOR							
	PREOP.		1 ^r MES		2 ⁿ MES		6 ^e MES	
	A	NA	A	NA	A	NA	A	NA
MITJANA	6,48	6,92	6,85	6,97	6,92	6,97	6,86	6,97
MEDIANA	7	7	7	7	7	7	7	7
D.E.	0,75	0,27	0,42	0,15	0,26	0,15	0,34	0,16
VALOR MÍNIM	5	6	5	6	6	6	6	6
VALOR MÀXIM	7	7	7	7	7	7	7	7

A: El afectada que s'intervé

NA: El no afectada

D.E.: desviació estàndard

Taula 35

B.M. del múscul gluti mig

	GLUTI MIG							
	PREOP.		1 ^r MES		2 ⁿ MES		6 ^e MES	
	A	NA	A	NA	A	NA	A	NA
MITJANA	5,23	6,35	3,25	6,50	4,22	6,37	5,31	6,57
MEDIANA	5	7	3	7	4	7	5	7
D.E.	1,28	0,98	0,86	0,98	1,16	1,07	1,21	1,00
VALOR MÍNIM	2	3	2	3	2	3	2	3
VALOR MÀXIM	7	7	5	7	6	7	7	7

A: El afectada que s'intervé

NA: El no afectada

D.E.: desviació estàndard

Taula 36

B.M. del múscul TFL

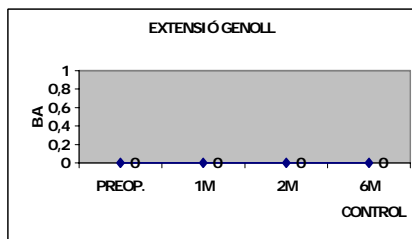
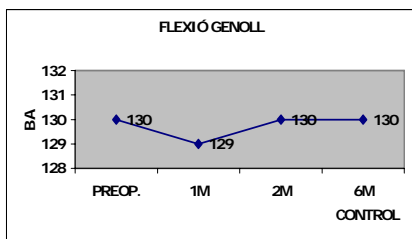
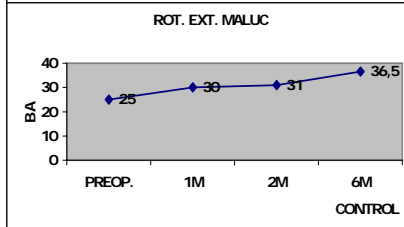
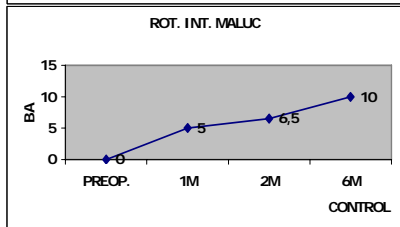
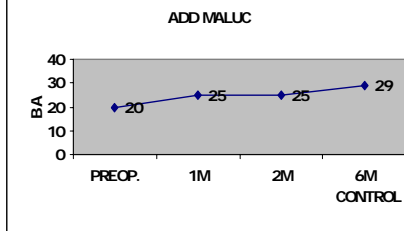
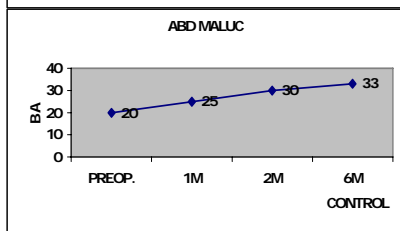
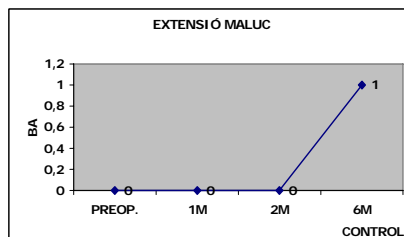
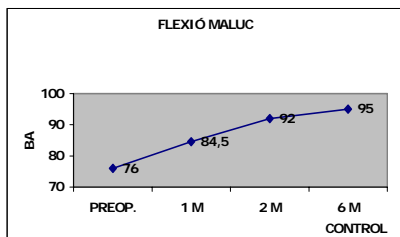
	TFL							
	PREOP.		1 ^r MES		2 ⁿ MES		6 ^e MES	
	A	NA	A	NA	A	NA	A	NA
MITJANA	5,89	6,69	5,02	6,72	6,00	6,75	6,47	6,86
MEDIANA	6	7	5	7	6	7	7	7
D.E.	1,04	0,69	1,18	0,78	0,93	0,58	0,64	0,52
VALOR MÍNIM	3	4	2	3	3	5	5	4
VALOR MÀXIM	7	7	7	7	7	7	7	7

A: El afectada que s'intervé

NA: El no afectada

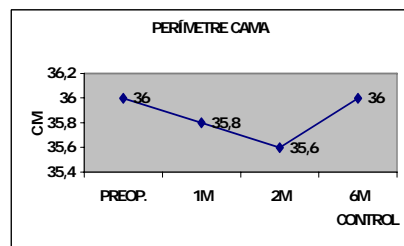
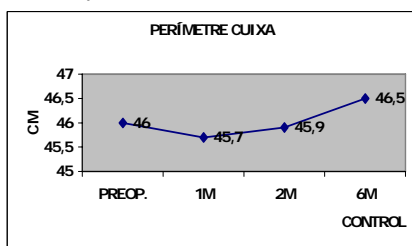
D.E.: desviació estàndard

En analitzar l'evolució de l'extremitat intervinguda al llarg de tot el període de seguiment, observem diferències estadísticament significatives en els valors de flexió, abducció, adducció, rotació externa i rotació interna del maluc, i no en l'extensió de maluc ni en la flexoextensió del genoll. En les gràfiques següents es mostren els valors de la mediana per a cada control (Gràfica 2).

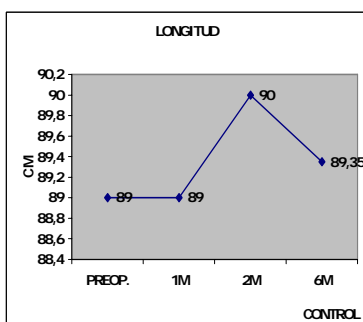


2. B.A. de maluc i genoll

Tampoc observem diferències clínicament rellevants en els perímetres de cuixa i cama ni en la longitud de l'extremitat (Gràfiques 3 i 4).



3. Perímetres de cuixa i cama



Pel que fa al BM, les diferències són significatives per a tots els músculs (p psoes 0,001, recte anterior 0,001, quàdriceps 0,000, ísquios 0,001, adductors 0,015, gluti major 0,002, gluti mig 0,000 i TFL 0,000).

4. Longitud de les EEII

4.3 PARÀMETRES CINÈTICS

4.3 PARÀMETRES CINÈTICS

En analitzar els resultats de l'estudi de la marxa, tots els paràmetres temporoespacials registraven unes diferències estadísticament significatives. El temps de doble recolzament i el temps de pas disminuïen, alhora que augmentava la longitud del pas (Taula 37).

El temps de suport de la cama afectada va mostrar una tendència a la significació ($p=0,056$), per la qual cosa es va analitzar com era la seva evolució i es va observar que els majors canvis es donaven entre ambdós controls postoperatoris (Taula 38).

PARÀMETRES TEMPOROESPACIALS		X	DE	P
T doble recolzament	preoperatori	251,39	85,50	0,288
	2 ⁿ m postop.	235,28	78,03	0,006
	6 ^e m postop.	208,61	41,76	0,006
T pas	preoperatori	696,39	130,21	0,929
	2 ⁿ m postop.	697,78	97,78	0,005
	6 ^e m postop.	643,89	77,95	0,040
Longitud del pas	preoperatori	452,42	115,11	0,039
	2 ⁿ m postop.	501,92	98,50	0,098
	6 ^e m postop.	543,28	102,86	0,000

T doble recolzament: temps de doble recolzament

T pas: temps del pas

X: mitjana

DE: desviació estàndard

Les forces de reacció del terra, tant analitzant els seus valors absoluts com els relatius al pes corporal de l'individu, mostraven pocs canvis postoperatoris (Taula 39).

Però amb l'observació del gràfic que generen les forces verticals, sí que es constata que abans de la intervenció la gràfica era més aplanada, amb uns pics del xoc de taló i enlairament dels dits poc marcats i una vall corresponent al recolzament de la planta menys accentuada. Per aquest motiu es van analitzar les diferències entre els 2 valors màxims (F1 corresponent al xoc de taló i F3 corresponent a l'enlairament dels dits) i el valor mínim de la vall (F2). Els valors es mostren a la Taula 40.

Hem anomenat Fz4 A a la diferència entre F1 i F2 per a la cama intervinguda. No vam trobar diferències significatives al llarg dels controls.

Hem anomenat Fz5 A a la diferència entre F3 i F2 per la cama afectada. Aquí sí que es van trobar diferències significatives

Taula 37
Paràmetres temporo-espacials

respecte al preoperatori en el sentit que aquesta diferència s'incrementava després de la intervenció. És a dir, la gràfica es tornava més punxeguda especialment entre ambdós controls postoperatoris.

La Fz4 B és la diferència entre F1 i F2 de la cama no intervinguda. Altre cop no vam trobar diferències.

La Fz5 B és la diferència entre F3 i F2 de la cama no intervinguda i sí que mostrava diferències significatives al final del procés respecte a l'inici, també en sentit d'augment.

Aquestes diferències estadísticament significatives trobades en aquesta força que anomenem F5 reflectien un major impuls a l'hora de l'enlairament del peu.

També es va calcular l'efecte de càrrega tal com van definir Hattori et al ⁹⁹, paràmetre que serveix per indicar la suavitat amb què es desplaça el centre de gravetat durant la locomoció i ve donat per la depressió entre els pics del component vertical de la força. Aquest paràmetre s'obté a partir del càlcul $(F1+F3) / 2 - F2$. A l'extremitat intervinguda vam observar canvis estadísticament significatius ($p=0,028$) que es donaven entre ambdós controls postoperatoris. No vam trobar canvis en l'evolució global d'aquest paràmetre per a l'extremitat no intervinguda.

La Fx màxima de l'extremitat intervinguda augmentava de manera significativa entre el primer i segon controls postoperatoris ($p=0,029$). Ambdues Fx mínimes disminuïen, però només la de l'extremitat no intervinguda mostrava una tendència a la significació ($p=0,054$). Atès que aquesta disminució era pràcticament significativa la vam analitzar en el temps, i es va observar que el canvi més gran es donava entre ambdós valors postoperatoris.

No s'han trobat canvis valorables a les forces mediolaterals (Fy), si bé disminueixen les forces medials en ambdues EEI i disminueixen les forces laterals a l'EI intervinguda alhora que augmenta a la sana.

Tal com succeïa amb les forces, trobàvem pocs canvis en els coeficients de Fourier (Taula 41).

Dins l'extremitat intervinguda, els coeficients que mostraven canvis significatius eren el B6, B10 i B15. Els coeficients B6 i B15 disminuïen significativament als 6 mesos de la intervenció i B10 augmentava ja als 2 mesos.

A l'extremitat no intervinguda veiem que la disminució del coeficient B2 de la cama no afectada era pràcticament significativa ($p=0,057$), per la qual cosa vam analitzar la seva evolució als diferents controls i vam observar que aquesta disminució era significativa entre els dos controls postoperatoris. B10 augmentava ràpidament al postoperatori, i la diferència significativa es donava ja al primer control postoperatori. En analitzar el coeficient B12 a la cama no afectada, veiem que globalment era significatiu, però no ho era entre els valors preoperatoris i els valors als 6 mesos, ja que si bé hi havia canvis marcats entre els valors inicials i els del primer control als 2 mesos de la intervenció, als 6 mesos els valors eren molt similars i deixaven de ser significativament diferents als d'abans de l'operació, i dibuixaven una gràfica en forma de V invertida, per la qual cosa no vam considerar que fossin canvis rellevants. La disminució de B14 a l'extremitat no intervinguda mostrava una tendència a la significació ($p=0,053$) i per això, com amb el B2, vam mirar on eren els més grans canvis, que es van donar entre ambdós controls després de la intervenció. B15 també disminuïa de forma quasi significativa, amb una $p=0,059$. Altra vegada, els canvis més importants eren entre els dos controls postoperatoris.

En resum, l'anàlisi de l'evolució dels valors de les forces no reflecteix els canvis clínics observats, si bé els paràmetres temporoespacials sí que canvien de forma significativa, i reflecteixen una tendència a fer una marxa més ràpida, amb menys temps de recolzament bipodal, una gambada més llarga i simètrica entre ambdós peus.

	EI AFECTADA			EI SANA		
	X	DE	P	X	DE	P
Temps suport						
Preoperatori	907,500	175,472	0,824	988,055	203,411	0,987
2m postoperatori	899,722	141,653	0,015	985,555	247,229	0,001
6m postoperatori	833,888	101,988	0,038	855,833	115,989	0,001

Taula 38
Resultats del temps de suport

	EI AFECTADA			EI SANA		
	X	DE	P	X	DE	P
Fz/pes						
Recolzament taló (F1)						
Preoperatori	0,959	0,078	0,481	0,964	0,050	0,889
2m postoperatori	0,943	0,069		0,961	0,049	
6m postoperatori	0,950	0,069		0,965	0,039	
Vall (F2)						
Preoperatori	0,887	0,072	0,122	0,891	0,048	0,173
2m postoperatori	0,879	0,060		0,858	0,128	
6m postoperatori	0,858	0,056		0,861	0,054	
Enlairament dits (F3)						
Preoperatori	0,999	0,058	0,780	1,006	0,045	0,324
2m postoperatori	0,996	0,046		0,982	0,145	
6m postoperatori	1,003	0,046		1,008	0,052	
Fx/pes						
Màxima (F4)						
Preoperatori	0,118	0,045	0,701 +	0,115	0,047	0,924
2m postoperatori	0,126	0,045	0,201 ++	0,116	0,033	
6m postoperatori	0,140	0,046	0,011 +++	0,113	0,041	
Mínima (F5)						
Preoperatori	-0,101	0,036	0,156	-0,116	0,052	0,692
2m postoperatori	-0,112	0,038		-0,117	0,042	0,014
6m postoperatori	-0,117	0,042		-0,137	0,055	0,069
Fy/pes						
Màxima (F6)						
Preoperatori	0,093	0,184	0,391	0,207	0,694	0,326
2m postoperatori	0,073	0,080		0,116	0,149	
6m postoperatori	0,062	0,068		0,075	0,055	
Mínima (F7)						
Preoperatori	-0,128	0,154	0,540	-0,107	0,113	0,468
2m postoperatori	-0,126	0,230		-0,132	0,273	
6m postoperatori	-0,211	0,666		-0,086	0,070	

Taula 39
Resultats de les forces de reacció relatives al pes de l'individu

+ comparació entre valors preoperatoris i 2 mesos postoperatoris
++ comparació entre valors 2 mesos i 6 mesos postoperatoris
+++ comparació entre valors preoperatoris i 6 mesos postoperatoris

	EI AFECTADA			EI SANA		
	X	DE	P	X	DE	P
Fz4/pes						
Preoperatori	0,071	0,058	0,069	0,072	0,073	0,246
2m postoperatori	0,063	0,048		0,102	0,150	
6m postoperatori	0,091	0,068		0,103	0,071	
Fz5/pes						
Preoperatori	0,111	0,062	0,903	0,115	0,065	0,678
2m postoperatori	0,116	0,065	0,053	0,123	0,070	0,061
6m postoperatori	0,144	0,069	0,040	0,147	0,078	0,024
Fz1+Fz3/2 - F2						
Preoperatori	0,091	0,052	0,706	0,093	0,063	0,062
2m postoperatori	0,090	0,050	0,011	0,113	0,084	
6m postoperatori	0,118	0,058	0,046	0,125	0,066	

Taula 40
Resultats de les diferències entre les forces de reacció

		EI AFECTADA			EI SANA		
		X	DE	P	X	DE	P
B1/pes	Preoperatòri	0,893	0,242	0,099	0,928	0,175	0,601
	2m postoperatòri	0,905	0,235		0,920	0,186	
	6m postoperatòri	0,932	0,207		0,942	0,145	
B2/pes	Preoperatòri	0,130	0,202	0,179	0,170	0,168	0,298
	2m postoperatòri	0,114	0,200		0,158	0,180	0,023
	6m postoperatòri	0,115	0,192		0,140	0,182	0,035
B3/pes	Preoperatòri	0,051	0,161	0,112	0,011	0,159	0,581
	2m postoperatòri	0,052	0,163		0,020	0,164	
	6m postoperatòri	0,071	0,183		0,003	0,168	
B4/pes	Preoperatòri	0,031	0,058	0,305	0,037	0,063	0,909
	2m postoperatòri	0,019	0,047		0,032	0,074	
	6m postoperatòri	0,013	0,063		0,033	0,063	
B5/pes	Preoperatòri	0,019	0,042	0,288	-0,002	0,040	0,346
	2m postoperatòri	0,014	0,038		0,009	0,045	
	6m postoperatòri	0,008	0,034		0,006	0,040	
B6/pes	Preoperatòri	0,017	0,035	0,065	-0,031	0,055	0,361
	2m postoperatòri	0,001	0,048	0,049	-0,023	0,053	
	6m postoperatòri	-0,013	0,046	0,000	-0,031	0,062	
B7/pes	Preoperatòri	-0,001	0,021	0,129	-0,006	0,032	0,672
	2m postoperatòri	0,000	0,024		-0,004	0,030	
	6m postoperatòri	-0,009	0,028		-0,002	0,028	
B8/pes	Preoperatòri	0,027	0,018	0,774	0,005	0,030	0,078
	2m postoperatòri	0,028	0,021		0,007	0,031	
	6m postoperatòri	0,025	0,021		0,016	0,018	
B9/pes	Preoperatòri	0,006	0,014	0,323	0,000	0,020	0,122
	2m postoperatòri	0,002	0,017		-0,000	0,013	
	6m postoperatòri	0,001	0,017		-0,005	0,016	
B10/pes	Preoperatòri	0,006	0,015	0,041	0,007	0,013	0,022
	2m postoperatòri	0,011	0,014	0,128	0,013	0,013	0,488
	6m postoperatòri	0,015	0,012	0,007	0,015	0,012	0,012
B11/pes	Preoperatòri	0,000	0,011	0,800	0,003	0,009	0,316
	2m postoperatòri	-0,001	0,011		0,007	0,011	
	6m postoperatòri	0,000	0,011		0,005	0,009	
B12/pes	Preoperatòri	0,003	0,010	0,567	0,002	0,013	0,003
	2m postoperatòri	0,001	0,012		0,007	0,012	0,011
	6m postoperatòri	0,004	0,009		0,001	0,012	0,689
B13/pes	Preoperatòri	0,001	0,006	0,165	0,002	0,012	0,449
	2m postoperatòri	-0,000	0,007		0,004	0,010	
	6m postoperatòri	-0,001	0,008		0,001	0,011	
B14/pes	Preoperatòri	0,002	0,008	0,089	0,001	0,009	0,765
	2m postoperatòri	0,000	0,008		0,001	0,010	0,078
	6m postoperatòri	-0,001	0,009		-0,002	0,009	0,038
B15/pes	Preoperatòri	0,002	0,007	0,075	-0,000	0,008	0,369
	2m postoperatòri	-0,000	0,008	0,227	0,000	0,010	0,019
	6m postoperatòri	-0,002	0,007	0,016	-0,004	0,008	0,074
B16/pes	Preoperatòri	0,000	0,006	0,541	-0,001	0,008	0,383
	2m postoperatòri	-0,000	0,007		-0,000	0,008	
	6m postoperatòri	-0,001	0,006		-0,002	0,006	

Taula 41
Resultats dels coeficients de Fourier

4.4 PARÀMETRES ERGOMÈTRICS

4.4 PARÀMETRES ERGOMÈTRICS

Dels 40 processos estudiats, s'han pogut analitzar les dades metabòliques de 36.

El pes mitjà de la mostra abans de la intervenció era de 76,39 kg i al control postoperatori de 6 mesos de 77,11 kg.

L'edat mitjana en aquests moments era respectivament de 62,69 i 63,28 anys.

A la fase de repòs pràcticament cap paràmetre no va mostrar diferències significatives, entre el preoperatori i el control als 6 mesos postoperatoris, excepte la FC que disminuïa. El VT també disminuïa de manera quasi significativa ($p=0.056$).

El temps de la fase d'esforç ha estat de 14,833 min de mitjana al preoperatori i 14,722 min al postoperatori.

A la fase d'esforç s'han estudiat les mitjanes enregistrades l'últim minut i les preses finals dels tres darrers minuts respecte als valors teòrics, el valor pic de VO_2 i VCO_2 i la FC màxima.

Han estat significatius els canvis en el VE, FR (a l'últim minut la p és de 0,057), VT, VO_2 i VO_2Kg , VCO_2 , RQ, FC, O_{2p} i els METS. No s'han trobat canvis significatius en la $\%O_2$, $\%CO_2$, el VEEQ i la Sat O_2 .

Al preoperatori, només tres pacients van superar el llindar anaeròbic amb un RQ superior a 1 a la fase d'esforç. Dos d'ells tenien coxartrosi unilateral i l'altra persona va ser intervinguda d'ambdós malucs durant l'estudi. Al postoperatori, en canvi, 21 pacients arribaven al llindar: 2 dels 3 pacients que s'intervenien ambdós malucs, 4 dels 5 que ja eren portadors d'una ATM i 15 dels 28 amb afectació unilateral.

El temps de durada de la fase de recuperació ha estat de 5,48 min al preoperatori i 6,029 al postoperatori.

A la fase de recuperació, els valors que han mostrat diferències significatives entre ambdós controls han estat els mateixos que a la fase d'esforç, excepte la FR, que va passar d'una mitjana del 71,83% al 79,01% respecte al seu valor teòric, sense que aquesta diferència fos significativa. Si consideràvem el valor final de la FR, la diferència era quasi significativa ($p=0,055$).

També vam trobar diferències molt significatives en la distància total caminada en metres durant les fases d'esforç i recuperació, la màxima velocitat i pendent tolerades, la FC de repòs, la FC màxima ($p=0,002$) i la FC al pic de VO_2 ($p=0,006$), els pics de VO_2 , VO_2/Kg i VCO_2 ($p<0,000$), en la fase d'esforç (Taula 42).

En calcular l'eficiència al pre i postoperatori, és a dir, el quocient entre el VO_2/Kg i els metres caminats, també vam obtenir diferències significatives ($p<0,027$ i $p<0,006$), així com per al RQ ($p<0,000$).

A la pàgina següent es mostren els valors màxims obtinguts durant la prova d'esforç. En comparar els resultats pre i postoperatoris obteníem en tots els casos diferències estadísticament molt significatives. Es mostren en forma dels percentatges de les mitjanes obtingudes pels nostres pacients respecte als seus valors teòrics, segons taules de normalitat per edat i sexe. (Taula 43).

	PROVA D'ESFORÇ			
	X pre/ post	DE pre/ post	%	p
Metres	985,114 1468,171	459,941 225,191	32,902	0,000
Velocitat	3,548 5,142	1,215 0,723	31,000	0,000
Pendent	1,166 3,000	1,715 1,756	61,134	0,000
FC repòs	76,739 69,937	16,452 12,952	8,864	0,002
FC màxima	122,722 135,916	25,808 18,510	9,708	0,002
FC pic VO_2	118,250 130,638	26,804 18,645	9,483	0,006
Pic VO_2	1,242 1,518	0,385 0,417	18,182	0,000
Pic VO_2K	16,177 19,561	3,904 4,195	17,300	0,000
Pic VCO_2	1,073 1,472	0,387 0,424	27,106	0,000
VO_2Kg/m	0,109 0,077	0,106 0,093	29,358	0,027
Pic VO_2Kg/m	0,020 0,013	0,013 0,002	35,000	0,006
RQ	0,009 0,011	0,003 0,003	18,182	0,000

X pre/post: mitjana preoperatoria / postoperatoria
DE pre/post: desviació estàndard preoperatoria / postoperatoria
FC: freqüència cardíaca
Pic VO_2 : màxim consum d'oxigen
Pic VO_2K : màxim consum d'oxigen per quilo de pes
Pic VCO_2 : màxima producció de diòxid carbònic
 VO_2Kg/m : consum d'oxigen per quilo i per metre caminat
RQ: quocient respiratori

Taula 42
Valors màxims de la prova d'eforç

	FASE REPÒS						FASE ESFORÇ						FASE RECUPERACIÓ													
	X repòs/valor teòric			X últim min esforç/valor teòric			X tomes finals 1/ valors teòrics			X tomes finals 2/ valors teòrics			X tomes finals 3/ valors teòrics			X recuperació/ valors teòrics			X tomes finals/ valors teòrics							
	X pre	DE	post	X pre	DE	post	X pre	DE	post	X pre	DE	post	X pre	DE	post	X pre	DE	post	X pre	DE	post	X pre	DE	post		
VE	10,857	4,404	0,395	44,832	15,308	0,000	45,259	16,009	0,000	44,111	13,890	0,000	44,111	13,890	0,000	30,164	12,324	0,001	26,650	12,146	0,003	39,564	13,856	0,001	35,237	13,797
FR	44,092	17,856	0,835	87,308	23,128	0,057	87,591	24,674	0,000	87,067	24,104	0,026	87,941	22,346	0,008	71,836	23,867	0,117	70,284	25,532	0,055	79,015	18,117	0,000	80,126	19,156
VT	25,811	10,388	0,056	51,102	15,465	0,000	51,110	16,284	0,002	62,112	18,870	0,002	62,112	18,870	0,002	51,151	13,088	0,000	49,762	14,181	0,003	41,056	12,953	0,003	37,236	12,853
%O2	3,453	0,972	0,493	3,905	0,587	0,238	3,889	0,617	0,224	4,939	6,379	0,273	3,860	0,578	0,194	3,621	0,839	0,988	3,681	0,901	0,857	3,623	0,481	0,000	3,712	0,513
%CO2	209,97	70,468	0,332	264,17	75,993	0,141	263,68	75,555	0,167	273,18	76,496	0,144	262,20	74,051	0,195	242,38	80,873	0,151	235,29	78,807	0,260	255,91	66,688	0,000	246,25	63,873
VO2	16,209	8,314	0,564	75,905	41,368	0,003	76,942	42,569	0,003	99,643	46,281	0,000	74,031	40,735	0,000	50,398	31,877	0,038	45,685	33,934	0,037	71,191	78,856	0,000	67,871	87,068
VO2/K	16,198	8,389	0,578	76,028	41,479	0,003	76,893	42,628	0,003	99,330	46,644	0,000	73,933	40,655	0,000	50,229	31,423	0,041	45,523	33,337	0,041	70,864	78,590	0,000	67,679	87,124
VCO2	14,869	8,056	0,596	78,562	47,996	0,002	79,578	49,479	0,002	112,47	83,121	0,001	76,950	45,538	0,000	50,876	33,608	0,032	44,073	33,617	0,043	77,822	92,299	0,000	69,549	95,736
RQ	77,186	13,297	0,161	83,505	15,903	0,001	83,966	16,297	0,001	93,902	15,993	0,001	83,786	15,777	0,001	82,191	15,936	0,001	78,624	15,281	0,006	91,662	5,779	0,001	86,409	5,064
FC	49,301	10,286	0,002	74,000	17,068	0,001	74,470	16,189	0,015	82,926	12,095	0,005	73,985	17,118	0,001	66,903	15,625	0,015	64,239	11,797	0,003	72,644	10,979	0,001	70,219	11,107
O2p	34,353	18,507	0,174	101,26	46,202	0,019	101,18	47,784	0,017	115,31	63,175	0,004	99,750	47,950	0,006	75,368	43,526	0,046	69,903	47,684	0,035	92,457	79,657	0,006	89,289	89,215
VEEQ	73,947	34,963	0,366	66,530	20,903	0,317	66,935	21,277	0,349	67,070	21,189	0,328	67,252	20,740	0,258	67,545	26,882	0,183	66,771	27,576	0,229	72,309	24,487	0,000	71,032	25,523
METS	21,330	14,808	0,836	93,042	59,630	0,004	94,043	61,426	0,003	123,27	91,813	0,000	90,850	58,166	0,000	61,395	44,484	0,041	55,691	47,178	0,038	89,513	108,74	0,000	85,753	119,79
Sat O₂	95,260	4,433	0,620	91,100	17,066	0,428	91,630	16,457	0,598	93,170	5,310	0,589	91,890	16,340	0,944	92,960	10,910	0,452	94,390	5,297	0,880	94,640	4,911	0,000	94,610	4,879

Taula 43

Resultats de la prova d'esforç

X pre/post: mitjana preoperatoria / postoperatoria

DE pre/post: desviació estàndard preoperatoria / postoperatoria

VE: volum de gas espirat en litres

FR: freqüència respiratòria

VT: volum tidal en litres

%O₂: fracció espirada d'oxigen

%CO₂: fracció espirada de diòxid carbònic

VO₂: consum d'oxigen

VO₂K: consum d'oxigen per quilo de pes

VCO₂: producció de diòxid carbònic

RQ: quocient respiratori

FC: freqüència cardíaca

O₂p: volum d'oxigen consumit per batec cardíac

VEEQ: equivalent de ventilació

METS: consum d'oxigen durant l'exercici

Sat O₂: saturació d'oxigen

**4.5 VARIABLES
SIGNIFICATIVES**

4.5 VARIABLES SIGNIFICATIVES

Amb les variables estadísticament significatives s'ha mirat la influència del sexe i de l'afectació uni o bilateral. Es mostren els resultats a les següents taules (Taulas 44-60).

	EDAT	
	HOMES n=26	DONES n=10
MITJANA	61,65	65,40
MEDIANA	62,50	66,50
D.E.	10,11	7,27
VALOR MÍNIM	37	49
VALOR MÀXIM	82	74

DE: desviació estàndard

Taula 44
Edat segons sexe

	EVA 1 *		EVA 2 **	
	HOMES n=25	DONES n=12	HOMES n=25	DONES n=12
MITJANA	0,48	0,26	1,41	1,34
MEDIANA	0,00	0,00	0,00	0,00
D.E.	0,85	0,86	2,06	2,34
VALOR MÍNIM	0,00	0,00	0,00	0,00
VALOR MÀXIM	3,00	3,00	8,00	6,20

* EVA 1: dolor en repòs als 6 mesos de l'ATM

** EVA 2: dolor després de la prova d'esforç als 6 mesos de l'ATM

DE: desviació estàndard

Taula 45
EVA abans i després de la prova d'esforç segons sexe

	Dif EVA 1 *		Dif EVA 2 **	
	HOMES n=25	DONES n=12	HOMES n=25	DONES n=12
MITJANA	-2,20	-2,16	-3,86	-3,68
MEDIANA	-1,50	0,00	-4,60	-3,00
D.E.	3,17	2,56	2,86	3,76
VALOR MÍNIM	-8,70	-6,00	-8,40	-9,00
VALOR MÀXIM	2,40	0,00	2,00	0,40

* Dif EVA 1: EVA en repòs als 6 mesos de l'ATM menys EVA en repòs al preoperatori

** Dif EVA 2: EVA després de la prova d'esforç als 6 mesos de l'ATM menys EVA després de la prova d'esforç al preoperatori

DE: desviació estàndard

Taula 46
Comparació de l'EVA en repòs i de l'EVA postesforç abans i després de l'ATM segons sexe

	ANALGÈSICS *		Dif ANALGÈSICS **	
	HOMES n=25	DONES n=12	HOMES n=25	DONES n=12
MITJANA	0,31	2,17	-2,73	-2,25
MEDIANA	0	2	-3,00	-3,00
D.E.	0,88	1,99	2,20	1,86
VALOR MÍNIM	0	0	-5,00	-5,00
VALOR MÀXIM	3	5	2,00	0,00

* ANALGÈSICS: consum d'analgèsics als 6 mesos de l'ATM

** Dif ANALGÈSICS: consum d'analgèsics als 6 mesos menys consum al preoperatori

DE: desviació estàndard

Taula 47
Consum d'analgèsics segons sexe

Taula 48

Puntuació de les escales funcionals segons sexe

	JOHANSON *		LEQUESNE **	
	HOMES n=25	DONES n=12	HOMES n=25	DONES n=12
MITJANA	82,34	79,33	5,53	6,08
MEDIANA	82,00	78,50	4,75	6,25
D.E.	6,99	11,50	4,19	3,46
VALOR MÍNIM	71	56	0	0
VALOR MÀXIM	96	100	17	11

* JOHANSON: puntuació als 6 mesos de l'ATM

** LEQUESNE: puntuació als 6 mesos de l'ATM

DE: desviació estàndard

Taula 49

Increment de puntuació en les escales funcionals segons sexe

	Dif JOHANSON*		Dif LEQUESNE **	
	HOMES n=25	DONES n=12	HOMES n=25	DONES n=12
MITJANA	29,23	28,09	-8,32	-8,40
MEDIANA	30,00	27,00	-7,75	-8,00
D.E.	12,99	18,73	4,36	5,56
VALOR MÍNIM	-5,00	-9,00	-15,50	-16,50
VALOR MÀXIM	51,00	52,00	2,50	-1,50

* Dif JOHANSON: guany de puntuació als 6 mesos de l'ATM respecte al preoperatori

** Dif LEQUESNE: disminució de puntuació als 6 mesos de l'ATM respecte al preoperatori

DE: desviació estàndard

Taula 50

Puntuació i increment de puntuació del test de T.O. segons sexe

	T.O. *		Dif T.O. **	
	HOMES n=25	DONES n=12	HOMES n=25	DONES n=12
MITJANA	4,65	1,88	-23,60	-21,55
MEDIANA	3	1	-26,00	-21,00
D.E.	8,24	1,61	11,69	10,38
VALOR MÍNIM	0	0	-43,00	-43,00
VALOR MÀXIM	39	5	-2,00	-6,00

* T.O.: puntuació al test de TO als 6 mesos de l'ATM

** Dif T.O.: disminució de puntuació als 6 mesos de l'ATM respecte al preoperatori

DE: desviació estàndard

Taula 51

BA en flexió del maluc segons sexe

	FLEXIÓ MALUC*		Dif FLEXIÓ **	
	HOMES n=25	DONES n=12	HOMES n=25	DONES n=12
MITJANA	92,76	94,08	16,84	22,33
MEDIANA	95	96,50	14,50	22,50
D.E.	12,91	10,64	20,48	9,66
VALOR MÍNIM	64	75	-23,00	10,00
VALOR MÀXIM	110	105	64,00	37,00

* FLEXIÓ MALUC: graus de flexió als 6 mesos de l'ATM

** Dif FLEXIÓ: guany de graus de flexió als 6 mesos de l'ATM respecte al preoperatori

DE: desviació estàndard

Taula 52

Longitud del pas segons sexe

	Longitud Pas *		Longitud Pas/ Longitud EEII **	
	HOMES n=26	DONES n=10	HOMES n=26	DONES n=10
MITJANA	580,04	494,27	6,27	5,73
MEDIANA	586	503	6,24	5,91
D.E.	64,02	66,58	0,65	0,87
VALOR MÍNIM	399	343	4,80	3,94
VALOR MÀXIM	695	601	7,22	6,82

* Longitud Pas: longitud del pas als 6 mesos de l'ATM, en mil·límetres

** Longitud Pas/Longitud EEII: longitud del pas dividida per la longitud de les EEII

DE: desviació estàndard

	T PAS *		T DOBLE RECOLZAMENT**	
	HOMES n=25	DONES n=12	HOMES n=25	DONES n=12
MITJANA	665,20	606,67	203,20	214,17
MEDIANA	670,00	600,00	210	225
D.E.	75,94	69,84	37,05	53,67
VALOR MÍNIM	530	490	140	150
VALOR MÀXIM	810	770	300	320

* T PAS: temps del pas als 6 mesos de l'ATM, en mil·lisegons

** T DOBLE RECOLZAMENT: temps de doble recolzament als 6 mesos de l'ATM

DE: desviació estàndard

Taula 53
Temps de la marxa segons sexe

	T RECOLZAMENT AFECTADA *		T RECOLZAMENT NO AFECTADA **	
	HOMES n=25	DONES n=12	HOMES n=25	DONES n=12
MITJANA	852,40	798,33	860,80	842,50
MEDIANA	870,00	780,00	850	810
D.E.	96,49	103,64	103,87	138,30
VALOR MÍNIM	680	640	700	680
VALOR MÀXIM	1020	1010	1110	1190

* T RECOLZAMENT AFECTADA: temps de recolzament de l'extremitat intervinguda als 6 mesos de l'ATM

** T RECOLZAMENT NO AFECTADA: temps de recolzament de l'extremitat no intervinguda als 6 mesos

DE: desviació estàndard

Taula 54
Temps de la marxa segons sexe

	Fx MÀX AFECTA *		Fx MÍN NO AFECTA **	
	HOMES n=25	DONES n=12	HOMES n=25	DONES n=12
MITJANA	0,15	0,12	-0,14	-0,12
MEDIANA	0,14	0,10	-0,13	-0,12
D.E.	0,04	0,04	0,05	0,05
VALOR MÍNIM	0,05	0,07	-0,31	-0,20
VALOR MÀXIM	0,24	0,19	-0,04	-0,02

* Fx MÀX AFECTADA: força anteroposterior màxima a l'extremitat afecta dividida pel pes corporal als 6 mesos de l'ATM

** Fx MÍN NO AFECTADA: força anteroposterior mínima a l'extremitat no intervinguda dividida pel pes corporal

DE: desviació estàndard

Taula 55
Forces de reacció àntero-posteriors segons sexe

	METRES *		VELOCITAT **	
	HOMES n=26	DONES n=10	HOMES n=26	DONES n=10
MITJANA	1524,19	1338,70	5,28	4,80
MEDIANA	1580	1413	5,50	5,00
D.E.	182,94	271,71	0,70	0,63
VALOR MÍNIM	1065	710	4,00	4,00
VALOR MÀXIM	1793	1680	6,50	6,00

* METRES: metres caminats a la prova d'esforç als 6 mesos de l'ATM

** VELOCITAT: màxima velocitat tolerada als 6 mesos de l'ATM, en km/h

DE: desviació estàndard

Taula 56
Distància i velocitat de la prova d'esforç segons sexe

	PENDENT *	
	HOMES n=26	DONES n=10
MITJANA	3,23	2,40
MEDIANA	4	2
D.E.	1,77	1,64
VALOR MÍNIM	0	1
VALOR MÀXIM	6	5

* PENDENT: màxima pendent tolerada a la prova d'esforç als 6 mesos de l'ATM, en %

DE: desviació estàndard

Taula 57
Pendent màxima de la prova d'esforç segons sexe

Taula 58
FC i RQ màxims de la prova d'esforç segons sexe

	FC MÀX *		RQ MÀX **	
	HOMES n=26	DONES n=10	HOMES n=26	DONES n=10
MITJANA	130,11	151,00	98,96	107,90
MEDIANA	125,50	148,50	98	111
D.E.	16,26	15,73	7,14	6,74
VALOR MÍNIM	106	131	84	95
VALOR MÀXIM	165	184	113	115

* **FC MÀX**: freqüència cardíaca màxima a la que s'arriba durant la prova d'esforç als 6 mesos de l'ATM

** **RQ MÀX**: quocient respiratori màxim al que s'arriba durant la prova d'esforç als 6 mesos de l'ATM

DE: desviació estàndard

Taula 59
VO₂ màxim de la prova d'esforç segons sexe

	VO ₂ *		VO ₂ /KG **	
	HOMES n=26	DONES n=10	HOMES n=26	DONES n=10
MITJANA	1,59	1,32	19,97	18,49
MEDIANA	1,63	1,34	20,10	19,50
D.E.	0,43	0,30	4,44	3,44
VALOR MÍNIM	0,48	0,85	10,40	12,10
VALOR MÀXIM	2,41	1,80	27,60	22,70

* **VO₂**: valor màxim de consum d'oxigen al que s'arriba durant la prova d'esforç als 6 mesos, en L/min

** **VO₂/KG**: valor màxim de consum d'oxigen per quilo de pes, en ml/quilo

DE: desviació estàndard

Taula 60
Eficiència i VCO₂ màxims de la prova d'esforç segons sexe

	VO ₂ /KG/M *		VCO ₂ **	
	HOMES n=26	DONES n=10	HOMES n=26	DONES n=10
MITJANA	0,04	0,15	1,51	1,35
MEDIANA	0,04	0,11	1,52	1,33
D.E.	0,01	0,15	0,45	0,33
VALOR MÍNIM	0,02	0,04	0,44	0,87
VALOR MÀXIM	0,07	0,58	2,44	1,94

* **VO₂/KG/M**: eficiència o consum d'oxigen per quilo i metre recorregut

** **VCO₂**: valor màxim de producció d'anhidrid carbònic, en L/min

DE: desviació estàndard

En resum, els homes, que tenen una mitjana d'edat 4 anys inferior a les dones:

- puntuen discretament més alt el dolor als 6 mesos, encara que han registrat disminucions similars, tant en el dolor en repòs com després de caminar, a les dones
- disminueixen més el consum d'analgèsics que les dones
- tenen una discreta millor puntuació als tests de capacitat funcional, que valoren especialment la capacitat de marxa, als 6 mesos de l'ATM però els guanys són semblants per ambdós sexes, el que implica que les dones partien de puntuacions una mica més baixes

- la puntuació del test de TO als 6 mesos indica més dependència en les AVD, a pesar que obtenen més guanys respecte als valors inicials
- obtenen menys guany de flexió de maluc però com parteixen de valors millors arriben a resultats semblants
- tenen major longitud del pas en valor absolut i respecte a la longitud de les EEII
- el temps del pas és més llarg però tenen una major simetria entre el temps de recolzament de l'extremitat afecta i la sana que les dones, amb menor temps de doble recolzament
- les forces anteroposteriors màximes de l'extremitat intervinguda són més elevades i la força anteroposterior mínima de l'extremitat no intervinguda és més baixa, és a dir, la gràfica és més punxeguda
- els homes caminen més metres i toleren majors velocitats i pendents que les dones
- arriben a una FC màxima inferior i el seu RQ és també menor
- fan valors pic de VO_2 , VO_2K i VCO_2 més elevats, però l'eficiència o $VO_2/kg/metre$ és millor

Al distingir la població entre aquells amb afectació unilateral, discretament més joves, i als qui és bilateral, s'observen també diferències (Taules 61-77):

	EDAT		
	ATM unilateral n=28	ATM prèvia contralateral n=5	ATM actual bilateral n=3
MITJANA	62,15	65,00	63,20
MEDIANA	65	69	64
D.E.	10,50	6,96	6,09
VALOR MÍNIM	37	57	56
VALOR MÀXIM	82	72	70

ATM: pacients portadors d'artroplàstia total de maluc
DE: desviació estàndard

Taula 61
Edat segons afectació uni o bilateral

	EVA 1 *			EVA 2 **		
	ATM unilateral n=28	ATM prèvia contra-lateral n=5	ATM actual bilateral n=3	ATM unilateral n=28	ATM prèvia contra-lateral n=5	ATM actual bilateral n=3
MITJANA	0,28	1,20	0,32	1,34	0,75	2,16
MEDIANA	0,00	1,00	0,00	0,00	0,50	2,00
D.E.	0,73	1,30	0,71	2,27	0,95	1,95
VALOR MÍNIM	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
VALOR MÀXIM	3,00	3,00	1,60	8,00	2,00	5,00

* EVA 1: dolor en repòs als 6 mesos de l'ATM

** EVA 2: dolor després de la prova d'esforç als 6 mesos de l'ATM

DE: desviació estàndard

Taula 62
EVA abans i després de la prova d'esforç segons afectació uni o bilateral

Taula 63

Comparació de l'EVA en repòs i de l'EVA postesforç abans i després de l'ATM segons afectació uni o bilateral

	Dif EVA 1 *			Dif EVA 2 **		
	ATM unilateral n=28	ATM prèvia contra- lateral n=5	ATM actual bilateral n=3	ATM unilateral n=28	ATM prèvia contra- lateral n=5	ATM actual bilateral n=3
MITJANA	-2,67	-0,16	-1,60	-4,50	-2,30	-1,12
MEDIANA	-1,90	0,00	0,00	-4,80	-4,10	0,00
D.E.	3,07	1,42	2,99	2,89	3,74	2,38
VALOR MÍNIM	-8,70	-1,80	-5,00	-9,00	-4,80	-4,90
VALOR MÀXIM	2,40	2,00	1,60	0,00	2,00	0,90

* **Dif EVA 1:** VAS en repòs als 6 mesos de l'ATM menys VAS en repòs al preoperatòri
 ** **Dif EVA 2:** VAS després de la prova d'esforç als 6 mesos de l'ATM menys VAS després de la prova d'esforç al preoperatòri
 DE: desviació estàndard

Taula 64

Consum d'analgèsics segons afectació uni o bilateral

	ANALGÈSICS *			Dif ANALGÈSICS **		
	ATM unilateral n=28	ATM prèvia contra- lateral n=5	ATM actual bilateral n=3	ATM unilateral n=28	ATM prèvia contra- lateral n=5	ATM actual bilateral n=3
MITJANA	0,96	0,40	1,00	-2,82	-1,60	-2,20
MEDIANA	0,00	0,00	0,00	-3,00	0,00	-3,00
D.E.	1,57	0,89	2,23	2,05	2,30	2,16
VALOR MÍNIM	0	0	0	-5	-5	-5
VALOR MÀXIM	5	2	5	2	0	0

* **ANALGÈSICS:** consum d'analgèsics als 6 mesos de l'ATM
 ** **Dif ANALGÈSICS:** consum d'analgèsics als 6 mesos menys consum al preoperatòri
 DE: desviació estàndard

Taula 65

Puntuació de les escales funcionals segons afectació uni o bilateral

	JOHANSON *			LEQUESNE **		
	ATM unilateral n=28	ATM prèvia contra- lateral n=5	ATM actual bilateral n=3	ATM unilateral n=28	ATM prèvia contra- lateral n=5	ATM actual bilateral n=3
MITJANA	82,64	77,40	78,40	4,67	10,10	7,10
MEDIANA	82,50	78	76	4,25	8,50	6,50
D.E.	9,35	4,27	6,10	3,39	4,17	3,76
VALOR MÍNIM	56	71	74	0	6	3,50
VALOR MÀXIM	100	83	89	12,50	17	11

* **JOHANSON:** puntuació als 6 mesos de l'ATM
 ** **LEQUESNE:** puntuació als 6 mesos de l'ATM
 DE: desviació estàndard

Taula 66

Increment de puntuació en les escales funcionals segons afectació uni o bilateral

	Dif JOHANSON *			Dif LEQUESNE **		
	ATM unilateral n=28	ATM prèvia contra- lateral n=5	ATM actual bilateral n=3	ATM unilateral n=28	ATM prèvia contra- lateral n=5	ATM actual bilateral n=3
MITJANA	33,59	17,80	14,60	-9,66	-3,50	-6,10
MEDIANA	35	22	17	-10,50	-4,50	-3,50
D.E.	11,32	16,78	16,14	3,88	4,25	5,72
VALOR MÍNIM	15	-5	-9	-16,50	-8	-15,50
VALOR MÀXIM	52	37	31	-2	2,50	-1,50

* **Dif JOHANSON:** guany de puntuació als 6 mesos de l'ATM respecte al preoperatòri
 ** **Dif LEQUESNE:** disminució de puntuació als 6 mesos de l'ATM respecte al preoperatòri
 DE: desviació estàndard

	T.O. *			Dif T.O. **		
	ATM unilater al n=28	ATM prèvia contra-lateral n=5	ATM actual bilateral n=3	ATM unilater al n=28	ATM prèvia contra-lateral n=5	ATM actual bilateral n=3
MITJANA	4,16	3,25	2,75	-23,66	-20,50	-21,75
MEDIANA	1,50	3,50	3	-23	-16	-23
D.E.	8,18	2,06	1,25	11,05	14,17	12,17
VALOR MÍNIM	0	1	1	-43	-40	-35
VALOR MÀXIM	39	5	4	-2	-10	-6

* T.O.: puntuació al test de TO als 6 mesos de l'ATM

** Dif T.O.: disminució de puntuació als 6 mesos de l'ATM respecte al preoperatori

DE: desviació estàndard

Taula 67

Puntuació i increment de puntuació del test de T.O. segons afectació uni o bilateral

	FLEXIÓ MALUC*			Dif FLEXIÓ **		
	ATM unilater al n=28	ATM prèvia contra-lateral n=5	ATM actual bilateral n=3	ATM unilater al n=28	ATM prèvia contra-lateral n=5	ATM actual bilateral n=3
MITJANA	96,35	81,60	87	17,21	25,60	19,20
MEDIANA	98	80	75	15,50	15	22
D.E.	9,71	12,83	16,43	18,33	22,83	8,75
VALOR MÍNIM	65	64	75	-23	10	10
VALOR MÀXIM	110	100	105	63	64	29

* FLEXIÓ MALUC: graus de flexió als 6 mesos de l'ATM

** Dif FLEXIÓ: guany de graus de flexió als 6 mesos de l'ATM respecte al preoperatori

DE: desviació estàndard

Taula 68

BA en flexió del maluc segons afectació uni o bilateral

	Longitud Pas			Longitud Pas/ Longitud EEII		
	ATM unilater al n=28	ATM prèvia contra-lateral n=5	ATM actual bilateral n=3	ATM unilater al n=28	ATM prèvia contra-lateral n=5	ATM actual bilateral n=3
MITJANA	549,43	585,80	541,67	5,99	6,59	6,32
MEDIANA	544	601	538	6,03	6,74	6,34
D.E.	83,47	33,50	10,01	0,81	0,34	0,27
VALOR MÍNIM	343	537	534	3,94	6,06	6,04
VALOR MÀXIM	695	618	553	7,22	6,88	6,58

* Longitud Pas: longitud del pas als 6 mesos de l'ATM, en mil·límetres

** Longitud Pas/Longitud EEII: longitud del pas dividida per la longitud de les EEII

DE: desviació estàndard

Taula 69

Longitud del pas segons afectació uni o bilateral

	T PAS *			T RECOLZAMENT DOBLE **		
	ATM unilater al n=28	ATM prèvia contra-lateral n=5	ATM actual bilateral n=3	ATM unilater al n=28	ATM prèvia contra-lateral n=5	ATM actual bilateral n=3
MITJANA	648,21	636,00	645	206,43	170	255
MEDIANA	640	610	630	210	170	255
D.E.	82,73	62,29	79,37	42,00	15,81	17,32
VALOR MÍNIM	490	560	570	140	150	240
VALOR MÀXIM	810	710	750	320	190	270

* T PAS: temps del pas als 6 mesos de l'ATM, en mil·lisegons

** T RECOLZAMENT DOBLE: temps de doble recolzament als 6 mesos de l'ATM

DE: desviació estàndard

Taula 70

Temps de la marxa segons afectació uni o bilateral

Taula 71
Temps de la marxa segons afectació uni o bilateral

	T RECOLZAMENT AFECTADA *			T RECOLZAMENT NO AFECTADA **		
	ATM unilateral n=28	ATM prèvia contralateral n=5	ATM actual bilateral n=3	ATM unilateral n=28	ATM prèvia contralateral n=5	ATM actual bilateral n=3
MITJANA	831,78	806,00	892,50	862,85	756,00	922,50
MEDIANA	840	780	895	850	750	930
D.E.	103,60	75,36	108,12	116,39	57,70	89,58
VALOR MÍNIM	640	720	760	680	700	810
VALOR MÀXIM	1010	890	1020	1190	820	1020

* **T RECOLZAMENT AFECTADA**: temps de recolzament de l'extremitat intervinguda als 6 mesos de l'ATM

** **T RECOLZAMENT NO AFECTADA**: temps de recolzament de l'extremitat no intervinguda als 6 mesos

DE: desviació estàndard

Taula 72
Forces de reacció àntero-posteriors segons afectació uni o bilateral

	Fx MÀX AFECTADA *			Fx MÍN NO AFECTA **		
	ATM unilateral n=28	ATM prèvia contralateral n=5	ATM actual bilateral n=3	ATM unilateral n=28	ATM prèvia contralateral n=5	ATM actual bilateral n=3
MITJANA	0,13	0,18	0,10	-0,14	-0,11	-0,11
MEDIANA	0,13	0,19	0,09	-0,13	-0,13	-0,10
D.E.	0,04	0,03	0,04	0,05	0,04	0,03
VALOR MÍNIM	0,05	0,12	0,07	-0,31	-0,15	-0,17
VALOR MÀXIM	0,24	0,22	0,17	-0,02	-0,04	-0,09

* **Fx MÀX AFECTADA**: força anteroposterior màxima a l'extremitat afecta dividida pel pes corporal als 6 mesos de l'ATM

** **Fx MÍN NO AFECTADA**: força anteroposterior mínima a l'extremitat no intervinguda dividida pel pes corporal

DE: desviació estàndard

Taula 73
Distància i velocitat segons afectació uni o bilateral

	METRES *			VELOCITAT **		
	ATM unilateral n=28	ATM prèvia contralateral n=5	ATM actual bilateral n=3	ATM unilateral n=28	ATM prèvia contralateral n=5	ATM actual bilateral n=3
MITJANA	1487,42	1479,00	1389,60	5,26	4,90	4,80
MEDIANA	1565	1464	1450	5,25	5	5
D.E.	243,20	107,31	214,78	0,72	0,54	0,75
VALOR MÍNIM	710	1318	1114	4	4	4
VALOR MÀXIM	1793	1593	1630	6,50	5,50	5,50

* **METRES**: metres caminats a la prova d'esforç als 6 mesos de l'ATM

** **VELOCITAT**: màxima velocitat tolerada a la prova d'esforç als 6 mesos de l'ATM, en km/h

DE: desviació estàndard

Taula 74
Pendent màxima de la prova d'esforç segons afectació uni o bilateral

	PENDENT *		
	ATM unilateral n=28	ATM prèvia contralateral n=5	ATM actual bilateral n=3
MITJANA	3,07	2,60	3,00
MEDIANA	3	3	4
D.E.	1,83	1,51	1,87
VALOR MÍNIM	0	1	1
VALOR MÀXIM	6	4	5

* **PENDENT**: màx. pendent tolerada a la prova d'esforç als 6 mesos de l'ATM, en %

DE: desviació estàndard

	FC MÀX *			RQ MÀX **		
	ATM unilaterial n=28	ATM prèvia contralateral n=5	ATM actual bilateral n=3	ATM unilaterial n=28	ATM prèvia contralateral n=5	ATM actual bilateral n=3
MITJANA	137,42	123,00	141,00	102,15	95,80	103,40
MEDIANA	140	125	136	102,50	98	102
D.E.	17,67	6,44	27,36	8,19	6,64	7,30
VALOR MÍNIM	106	115	113	87	84	95
VALOR MÀXIM	170	131	184	113	100	115

* **FC MÀX**: freqüència cardíaca màxima a la que s'arriba durant la prova d'esforç als 6 mesos de l'ATM

** **RQ MÀX**: quocient respiratori màxim al que s'arriba durant la prova d'esforç als 6 mesos de l'ATM

DE: desviació estàndard

Taula 75
FC i RQ màxims de la prova d'esforç segons afectació uni o bilateral

	VO ₂ *			VO ₂ /KG **		
	ATM unilaterial n=28	ATM prèvia contralateral n=5	ATM actual bilateral n=3	ATM unilaterial n=28	ATM prèvia contralateral n=5	ATM actual bilateral n=3
MITJANA	1,54	1,57	1,33	19,46	20,34	19,30
MEDIANA	1,63	1,37	1,41	20,20	20,20	19,20
D.E.	0,44	0,43	0,24	4,66	2,10	3,59
VALOR MÍNIM	0,48	1,16	0,93	10,40	18,20	13,80
VALOR MÀXIM	2,41	2,21	1,58	27,60	23,80	23,50

* **VO₂**: valor màxim de consum d'oxigen al que s'arriba durant la prova d'esforç als 6 mesos, en L/min

** **VO₂/KG**: valor màxim de consum d'oxigen per quilo de pes, en ml/quilo

DE: desviació estàndard

Taula 76
VO₂ màxim de la prova d'esforç segons afectació uni o bilateral

	VO ₂ /KG/M *			VCO ₂ **		
	ATM unilaterial n=28	ATM prèvia contralateral n=5	ATM actual bilateral n=3	ATM unilaterial n=28	ATM prèvia contralateral n=5	ATM actual bilateral n=3
MITJANA	0,07	0,07	0,08	1,51	1,45	1,28
MEDIANA	0,04	0,05	0,07	1,55	1,30	1,37
D.E.	0,10	0,03	0,05	0,45	0,38	0,24
VALOR MÍNIM	0,02	0,05	0,04	0,44	1,12	0,94
VALOR MÀXIM	0,58	0,13	0,15	2,44	2,11	1,57

* **VO₂/KG/M**: eficiència o consum d'oxigen per quilo i metre recorregut

** **VCO₂**: valor màxim de producció d'anhidrid carbònic, en L/min

DE: desviació estàndard

Taula 77
Eficiència i VCO₂ màxims de la prova d'esforç segons afectació uni o bilateral

Cal destacar els següents resultats:

- la puntuació del dolor en repòs és més alta als qui tenen malaltia bilateral i ja eren portadors d'una ATM. Després de la prova d'esforç però, puntuen menys dolor i de fet, són els que menys analgèsics consumeixen. Els pacients unilaterals són els que obtenen major alleujament del dolor i redueixen més el consum d'analgèsics

- els pacients amb coxopatia unilateral són els que obtenen més guany i millor puntuen als tests funcionals i els que ja eren portadors d'una altra ATM els que puntuen més baix
- també són els unilaterals els qui milloren més la seva capacitat de realitzar les AVD respecte al preoperatòri, però la puntuació final al test de TO és millor als pacients bilaterals
- la flexió de maluc després de la intervenció és major als unilaterals, que partien de valors millors ja que els qui obtenen més guany de balanç articular són els qui ja portaven una altra ATM
- la longitud del pas és major als qui tenen afectació bilateral quan ja estan intervinguts d'ambdós costats
- el temps del pas i, en general tots els temps de recolzament, són inferiors als que ja eren portadors d'ATM però aquests recolzen menys temps a l'extremitat que ja era portadora d'artroplàstia
- la força d'acceleració anteroposterior màxima de l'extremitat intervinguda respecte al pes corporal és més alta als qui s'intervenien de l'altre costat, però la vall de la força de frenada anteroposterior mínima de l'extremitat no intervinguda durant aquest estudi és més marcada als unilaterals
- els pacients unilaterals caminen més metres tolerant majors velocitats i pendents
- la FC màxima i el RQ són inferiors als qui ja fa un temps que són portadors d'una altra ATM
- aquests també són els qui arriben a uns valors pic de VO_2 i VO_2K més alts, amb una marxa més eficient, essent el VCO_2 discretament superior als unilaterals

Aquests resultats anirien a favor de que, si bé els majors beneficis de l'ATM s'obtenen els primers mesos, els resultats òptims s'observen més enllà del primer any, ja que els qui en són portadors de fa més temps tenen una FC màxima i un RQ més baixos durant la prova d'esforç. A pesar d'això el VO_2 i VCO_2 durant la marxa són més alts que als altres dos grups.

4.6 CORRELACIONES

4.6 CORRELACIONS

Per analitzar les correlacions entre els paràmetres de l'exploració física i l'anamnesi, els paràmetres de marxa i paràmetres de consum metabòlic es van seleccionar, entre les variables que havien mostrat canvis significatius després de la intervenció, aquelles que es van considerar clínicament més rellevants. Inicialment vam aplicar un model de correlació lineal bivariant i després un model de correlació lineal múltiple, perquè vam considerar que aquest últim dóna informació més acurada. Amb aquesta duplicitat d'anàlisi, d'una banda es pretenia evitar perdre variables que aportessin informació, encara que no fossin estrictament significatives amb l'aproximació bivariant, i d'altra banda descartàvem aquelles variables que aportaven informació redundant.

En resum,

- L'edat es correlaciona amb l'efecte de càrrega de l'extremitat no intervinguda al preoperatori i al primer control postoperatori. Els metres caminats, la màxima velocitat i el màxim pendent tolerats, la FC màxima i els valors pic de consum d'O₂ i CO₂ també estan relacionats (Taula 78).
- El sexe té relació amb l'efecte de càrrega de l'extremitat no afectada al preoperatori i al primer control postoperatori, com l'edat, i amb força paràmetres metabòlics: els metres caminats, la FC i RQ màxims, els METS, l'eficiència i l'intercanvi respiratori (Taula 79).
- Les variables relacionades amb el dolor (EVA i consum d'analgèsics) es correlacionen bé amb les escales funcionals (Johanson i Lequesne). El canvi en la puntuació de dolor en repòs (Dif EVA1) es relaciona amb l'efecte de càrrega de l'extremitat afectada després de la intervenció i de la no afectada abans de la intervenció, els valors pic de VO₂, VCO₂ i la màxima FC. El canvi en la puntuació de dolor després de l'esforç (Dif EVA2) es correlaciona bé amb els canvis en el consum d'analgèsics i en les puntuacions de les escales funcionals (Taula 80). El consum d'analgèsics al postoperatori es relaciona amb l'efecte de càrrega de l'extremitat afectada abans i després d'intervenir-se i de l'extremitat no afectada després de la intervenció. Els metres caminats, el pendent,

l'eficiència i els METS realitzats són els paràmetres metabòlics que es relacionen amb aquest consum d'analgèsics (Taula 81).

- Les escales funcionals (Johanson, Lequesne) tenen bona correlació entre si i amb els metres caminats i la màxima velocitat i el màxim pendent tolerats. A més, l'escala de Johanson té relació amb el valor pic de VO_2/Kg , VCO_2 i l'eficiència. L'escala de Lequesne amb la màxima FC i també es relacionen amb la flexió de maluc (Taula 82).

- El test de T.O., dissenyat per nosaltres, es correlaciona bé amb les altres escales funcionals i tendeix a ser significativa la relació amb el màxim pendent i FC (Taula 83).

- Cal destacar que les variables de marxa es correlacionen bàsicament entre si i tenen poca correlació amb les variables clíniques o ergomètriques. De totes elles, la que es correlaciona amb més paràmetres metabòlics és el temps de doble recolzament (TD), que té relació amb el valor pic de consum d'oxigen per quilo de pes (VO_2/kg), l'eficiència ($VO_2/kg/m$), la màxima velocitat de marxa i els metres caminats a la prova d'esforç després de l'ATM. El TD també es correlaciona amb la puntuació a l'EVA en repòs després de la intervenció. La longitud del pas (LP) també es correlaciona amb l'eficiència (Taula 84).

- L'efecte de càrrega $((F1+F3)/2 - F2)$ de l'extremitat no intervinguda abans de la intervenció i als 6 mesos de l'operació es correlaciona amb els metres caminats i la màxima velocitat tolerada, i amb la puntuació postoperatoria del test de Johanson. L'efecte de càrrega de l'extremitat intervinguda abans d'operar-se es correlaciona amb els metres caminats després (Taula 85).

- La força anteroposterior màxima de la cama intervinguda es correlaciona amb la puntuació del test de Johanson (Taula 85).

- Entre els paràmetres metabòlics, la freqüència cardíaca màxima, els metres caminats, la màxima velocitat i el pendent màxim tolerats, els valors pic de consum d'oxigen i producció d'anhidrid carbònic eren els que millor correlacionaven amb les altres variables (Taules 86 i 87).

A continuació es resumeixen les correlacions obtingudes amb el model de correlació lineal múltiple en unes taules (Taules 78-87):

EDAT	CORRELACIONS	r
	Dif EVA 1	0,355
	Metres	-0,438
	Velocitat màxima	-0,522
	Pendent màxim	-0,357
	FC màxima	0,365
	VO ₂ màx	-0,381
	VO ₂ /kg màx	-0,456
	VCO ₂ màx	-0,339
	F1+F3/2 – F2 EI sana preop	-0,438

Dif EVA 1: diferència en la puntuació de l'EVA abans de l'ergometria al pre i postoperatori

FC màxima: freqüència cardíaca màxima

VO₂ màx: consum d'oxigen màxim

VO₂/kg màx: consum d'oxigen per quilo màxim

VCO₂ màx: producció de diòxid carbònic màxima

F1+F3/2 – F2: efecte de càrrega

Taula 78
Correlacions amb l'edat dels pacients

SEXE	CORRELACIONS	r
	Consum d'analgèsics postop 6m	0,539
	Metres	-0,377
	FC màxima	0,513
	RQ màxim	0,505
	METS	0,679
	VO ₂ /kg/m	0,539
	VEEQ	-0,348
	F1+F3/2 – F2 EI sana preop	-0,375
	F1+F3/2 – F2 EI sana postop 2m	-0,323

Consum d'analgèsics post 6m: consum d'analgèsics als 6 mesos de la intervenció

FC màxima: freqüència cardíaca màxima

RQ màx: producció de CO₂/consum d'O₂ màxim

METS: consum d'oxigen durant l'exercici

VO₂/kg/m: consum d'oxigen per quilo i metre caminat

VEEQ: equivalent de ventilació

F1+F3/2 – F2: efecte de càrrega

Taula 79
Correlacions amb el sexe dels pacients

EVA 1 postop 6m	CORRELACIONS	r
	Dif EVA 1	0,388
	RQ màx	-0,476
EVA 2 postop 6m		
	Johanson	-0,359
	Dif Johanson	-0,346
	Lequesne	0,480
	Dif Lequesne	0,413
	Dif EVA 2	0,470
Dif EVA 1		
	Dif EVA 2	0,449
	VO ₂ màx	-0,333
	VCO ₂ màx	-0,355
	FC màxima	-0,369
	F1+F3/2 – F2 EI afectada postop 6m	0,386
Dif EVA 2		
	Dif consum analgèsics	0,385
	Flexió de maluc	-0,484
	Dif Johanson	-0,714
	Dif Lequesne	0,679
	Dif T.O.	0,535

Dif EVA 1: diferència en la puntuació de l'EVA abans de l'ergometria al pre i postoperatori

Dif EVA 2: diferència en la puntuació de l'EVA després de l'ergometria al pre i postoperatori

RQ màx: producció de CO₂/consum d'O₂ màxim

VO₂ màx: consum d'oxigen màxim

VCO₂ màx: producció de diòxid carbònic màxima

FC màxima: freqüència cardíaca màxima

F1+F3/2 – F2: efecte de càrrega

Taula 80
Correlacions amb el dolor dels pacients

Taula 81

Correlacions amb el consum d'analgèsics

Consum d'analgèsics postop	
Johanson	-0,343
Dif consum d'analgèsics	0,423
Metres caminats	-0,361
Pendent màxim	-0,398
VO ₂ /kg/m	0,434
METS	0,557
F1+F3/2 – F2 EI sana postop 1m	-0,338
Dif consum d'analgèsics	
Dif Johanson	-0,510
Dif Lequesne	0,387
Dif T.O.	0,478
F1+F3/2 – F2 EI afectada preop	0,450

VO₂/kg/m: consum d'oxigen per quilo i metre caminat**METS**: consum d'oxigen durant l'exercici**F1+F3/2 – F2**: efecte de càrrega**Taula 82**

Correlacions amb les escales funcionals

Johanson postop 6m	CORRELACIONS	r
	Dif Johanson	0,558
	Lequesne	-0,750
	Dif Lequesne	-0,483
	Dif EVA 2	-0,391
	Velocitat màxima	0,492
	Metres caminats	0,603
	Pendent màxim	0,407
	VO ₂ /kg màx	0,368
	VCO ₂ màx	0,354
	VO ₂ /kg/m	-0,436
Dif Johanson		
	Dif Lequesne	-0,802
	Dif T.O.	-0,547
	Flexió de maluc	0,388
Lequesne postop 6m		
	Flexió de maluc	-0,405
	Dif EVA 2	0,456
	Dif Johanson	-0,487
	Dif Lequesne	0,686
	Metres caminats	-0,424
	Velocitat màxima	-0,468
	Pendent màxim	-0,374
	FC màxima	-0,336
Dif Lequesne		
	Dif T.O.	0,423
	Flexió de maluc	-0,442

VO₂/kg màx: consum d'oxigen per quilo màxim**VCO₂ màx**: producció de diòxid carbònic màxima**VO₂/kg/m**: consum d'oxigen per quilo i metre caminat**Dif EVA 2**: diferència en la puntuació de l'EVA després de l'ergometria al pre i postoperatori**FC màxima**: freqüència cardíaca màxima**Taula 83**

Correlacions amb el test de T.O.

T.O.	CORRELACIONS	r
	Dif T.O.	0,429
	Johanson	
	Lequesne	
	Pendent màxim	-0,350
	FC màxima	-0,360
Dif T.O.		
	FC màxima	-0,376

FC màxima: freqüència cardíaca màxima

TP	CORRELACIONS	r
	TA EI afectada postop 6m	0,934
	TA EI sana postop 6m	0,924
	TD postop 6 m	0,652
	LP postop 6m	0,628
	Fx màx EI afectada postop 6m	0,371
	Fx mín EI sana postop 6m	-0,348
TA EI AFECTADA		
	TA EI sana postop 6m	0,934
	TD postop 6m	0,782
	LP postop 6m	0,668
	Fx màx EI afectada postop 6m	0,333
TA EI SANA		
	TD postop 6m	0,828
	LP postop 6m	0,525
TD		
	EVA 1 postop 6m	0,388
	Metres caminats	-0,513
	Velocitat màxima	-0,423
	VO ₂ /kg	-0,350
	VO ₂ /kg/m	0,372
LP		
	Fx màx EI afectada postop 6m	0,430
	Fx mín EI sana postop 6m	-0,456

TA: temps de recolzament unipodal

TD: temps de doble recolzament

LP: longitud del pas

VO₂/kg: consum d'oxigen per quilo de pes

VO₂/kg/m: consum d'oxigen per quilo i metre caminat

F1+F3/2 – F2 EI AFECTADA preop	CORRELACIONS	r
	Dif Consum d'analgèsics	0,450
	Metres caminats	0,355
	F1+F3/2 – F2 EI sana postop 2m	0,396
	TD	-0,454
	Fx màx EI afectada postop 6m	0,400
F1+F3/2 – F2 EI AFECTADA postop 2m		
	F1+F3/2 – F2 EI sana postop 2m	0,340
	F1+F3/2 – F2 EI sana postop 6m	0,325
F1+F3/2 – F2 EI AFECTADA postop 6m		
	F1+F3/2 – F2 EI sana preop	0,377
	TP	-0,734
	TA EI afectada postop 6m	-0,746
	TA EI sana postop 6m	-0,807
	TD	-0,705
	LP	-0,377
F1+F3/2 – F2 NO AFECTADA preop		
	F1+F3/2 – F2 EI sana postop 2m	0,436
	F1+F3/2 – F2 EI sana postop 6m	0,413
	TA EI sana postop 6m	-0,386
	TD postop 6m	-0,382
	Fx màx EI afectada postop 6m	0,352
F1+F3/2 – F2 NO AFECTADA postop 2m		
	Sexe	-0,323
	Edat	0,510
	Consum d'analgèsics	-0,338
	F1+F3/2 – F2 EI sana postop 6m	0,459
	TD postop 6m	-0,398
	Fx màx EI afectada postop 6m	0,494
F1+F3/2 – F2 NO AFECTADA postop 6m		
	Dif EVA1	0,386
	Metres caminats	0,354
	Velocitat màxima	0,413
	LP postop 6m	0,399
	Fx màx EI afectada postop 6m	0,555
	Fx mín EI sana postop 6m	-0,383
Fx màx EI AFECTADA postop 6m		
	Johanson	0,381
	Fx mín EI sana postop 6m	-0,405

F1+F3/2 – F2: efecte de càrrega

Taula 84
Correlacions amb els temps de la marxa i la longitud del pas

Taula 85
Correlacions amb les forces de reacció

Taula 86
Correlacions amb els paràmetres metabòlics

METS	CORRELACIONS	r
	RQ màxim	0,440
	Metres caminats	-0,481
	FC màxima	0,408
	VO ₂ /kg/m	0,931
RQ màxim		
	FC màxima	0,498
	VCO ₂ màx	0,360
	VO ₂ /kg/m	0,380
METRES CAMINATS		
	Velocitat màxima	0,859
	Pendent màxim	0,751
	VO ₂ màx	0,353
	VO ₂ /kg màx	0,539
	VCO ₂ màx	0,329
	VO ₂ /kg/m	-0,616
	F1+F3/2 - F2 EI afectada preop	0,355
	F1+F3/2 - F2 EI sana preop	0,428
	F1+F3/2 - F2 EI sana postop 6m	0,354
	TD	-0,513
	VO ₂ màx	0,406
	VO ₂ /kg màx	0,567

RQ màx: producció de CO₂/consum d'O₂ màxim

FC màxima: freqüència cardíaca màxima

VO₂ màx: consum d'oxigen màxim

VO₂/kg màx: consum d'oxigen per quilo màxim

VO₂/kg/m: consum d'oxigen per quilo i metre caminat

VCO₂ màx: producció de diòxid carbònic màxima

F1+F3/2 - F2: efecte de càrrega

TD: temps de doble recolzament

Taula 87
Correlacions amb els paràmetres metabòlics

VELOCITAT	CORRELACIONS	r
	Pendent màxim	0,739
	VO ₂ màx	0,406
	VO ₂ /kg màx	0,567
	VCO ₂ màx	0,400
	VO ₂ /kg/m	-0,339
	VEEQ	0,331
	F1+F3/2 - F2 EI sana preop	0,504
	F1+F3/2 - F2 EI sana postop 6m	0,413
	TD	-0,423
PENDENT		
	VO ₂ /kg màx	0,430
FC MÀXIMA		
	VO ₂ /kg/m	0,398
	VEEQ	-0,365
VO₂ MÀXIM		
	VO ₂ /kg màx	0,860
	VCO ₂ màx	0,960
	VO ₂ /kg/m	0,653
	VEEQ	0,903
VO₂/Kg MÀXIM		
	VO ₂ /kg/m	0,653
	VEEQ	0,743
	TD	-0,350
VCO₂ MÀXIM		
	VO ₂ /kg màx	0,859
	VO ₂ /kg/m	0,676
	VEEQ	0,887
VO₂/kg/m		
	VEEQ	0,590

VO₂ màx: consum d'oxigen màxim

VO₂/kg màx: consum d'oxigen per quilo màxim

VO₂/kg/m: consum d'oxigen per quilo i metre caminat

VCO₂ màx: producció de diòxid carbònic màxima

VEEQ: equivalent de ventilació

F1+F3/2 - F2: efecte de càrrega

TD: temps de doble recolzament

5. DISCUSSIÓ

- 5.1 Discussió dels Resultats clínics**
- 5.2 Discussió dels Resultats cinètics**
- 5.3 Discussió dels Resultats ergomètrics**
- 5.4 Discussió dels Resultats globals**

5.1 DISCUSSIÓ DELS RESULTATS CLÍNICS

5.1 DISCUSSIÓ DELS RESULTATS CLÍNICS

El reemplaçament del maluc és la tècnica quirúrgica més exitosa de la cirurgia ortopèdica ^{2,100}. L'objectiu de l'ATM és disminuir el dolor i millorar la funció sense ocasionar complicacions importants. És el procediment reconstructiu per patologia de maluc més emprat als Estats Units ¹⁰¹. L'any 1998, Hirsch ¹⁰² va concloure que tant l'artroplàstia total de maluc com la de genoll per a persones amb artrosi avançada d'aquestes articulacions mostren una relació cost-efectivitat favorable en relació al tractament conservador.

S'ha estudiat l'ATM de Charnley perquè encara ara es considera el *gold-standard* de l'artroplàstia de maluc, tal com demostren diferents treballs de revisió ¹⁰³⁻¹⁰⁵, l'últim editat l'any 1998 ¹⁰⁶. Hi ha moltes publicacions que constaten que els resultats funcionals i de supervivència amb aquesta pròtesi són millors que amb altres ATM ^{5,107-109} i que té una taxa de supervivència als 10 anys de més del 99% ². En un estudi conduït per Murray et al ¹⁰¹ es van comparar les ATM de Charnley, Müller i Mckee-Farrar. L'ATM de Charnley és la pròtesi que va obtenir millors resultats pel que fa a la capacitat de suportar pes, la que va aconseguir que un major nombre de pacients fes marxa lliure als 6 mesos i la que va referir millores més importants en el dolor. Un estudi conduït per Olsson també demostra millors resultats amb l'ATM de Charnley que amb la no cimentada tipus HP Garches ²².

Aquest estudi es va dissenyar amb un seguiment de 6 mesos perquè es va considerar que aquest termini de temps era suficient per determinar si es complien les hipòtesis de treball. En efecte, aquesta tesi no pretén valorar la durabilitat o les complicacions a llarg termini de l'ATM, sinó els canvis en el dolor i la capacitat funcional de l'individu i la seva traducció en els paràmetres cinètics de la marxa i el consum energètic. Hi ha algun treball que registra canvis significatius en els paràmetres de marxa entre els 6 i 12 mesos postoperatoris ¹¹⁰ però en aquest aspecte hi ha molts treballs que demostren que els majors canvis s'observen durant els primers 6 mesos postoperatoris, si bé segueixen millorant a l'any i es mantenen 3 o més anys ^{42,54,101,111- 125}.

A la nostra mostra, un terç eren dones i dos terços homes, potser perquè, tal com apunten Hawker et al ¹²⁶, a pesar de tenir més incidència i major discapacitat, les dones s'intervenien menys que els homes. Contràriament, hi ha un treball de revisió dels

pacients intervinguts a la Clínica Mayo entre els anys 1969 i 1980 en què la incidència és major en dones. Amb tot, l'accessibilitat dels pacients a aquest centre pot ser un motiu clar d'esbiaix ¹²⁷.

L'edat mitjana dels nostres pacients no arribava als 64 anys, sent per tant relativament joves; només un pacient superava els 80 anys, tot i que actualment aquesta edat ja no implica una exclusió per a aquest tipus de cirurgia ¹²⁸.

Cap pacient de l'estudi tenia valors d'IMC d'obesitat severa. De tota manera, Chan i Villar ¹²⁹ al 1996 van comparar els resultats en persones obeses i no obeses abans i després de l'artroplàstia de maluc i van observar que la qualitat de vida era similar abans i després entre ambdues poblacions, és a dir, que el benefici de l'artroplàstia era independent del pes corporal.

Atès que la coxartrosi primària va ser el diagnòstic més freqüent i que es tracta d'un procés degeneratiu, és a dir, que apareix amb l'edat, la incidència d'altres patologies és elevada, tot i que es van descartar aquells malalts de la llista d'espera amb patologia cardiovascular severa que pogués ser limitant per realitzar una prova d'esforç. En aquest sentit, cal mencionar que al NIH Consensus de l'any 1995 es reflecteix que els mals resultats en l'artroplàstia de maluc semblen estar més relacionats amb la comorbiditat que amb l'edat ¹⁵.

Tots els pacients van ser intervinguts per dos cirurgians ortopèdics que van seguir la mateixa tècnica, amb una via d'abordatge lateral o posterolateral de Hardinge. S'ha vist en estudis electromiogràfics que aquesta via no afecta la funció dels músculs abductors. Si està afectada, es deu a l'avulsió dels músculs anteriors des del trocànter. L'osteotomia de trocànter potencialment pot ocasionar debilitat als músculs abductors si es lesiona el nervi gluti superior o si la separació entre els fragments del trocànter és superior a 1 cm. En general, la marxa en Trendelenburg s'observa en pacients amb una separació muscular del trocànter de més de 2,5 cm. Davant un test de Trendelenburg positiu, el fet que la marxa es faci anormal amb la fatiga o que aparegui una coixesa progressiva al postoperatori, és indicador de mal pronòstic pel que fa a la durabilitat de l'implant ¹³⁰. A la nostra mostra, inicialment es registra una important davallada de la puntuació del test manual de balanç muscular de la musculatura abductora, especialment per al gluti mitjà, si bé als 6 mesos es recupera. De tota manera, Horstmann et al ¹³¹ van estudiar la força muscular abans i després

d'una ATM i no vam trobar correlació entre els resultats de la força i el Trendelenburg, la coixesa i la capacitat de marxa.

La incidència de complicacions al postoperatori de la nostra mostra és d'un 42,5%. Revisant la literatura, les taxes de complicacions clíniques varien molt entre els estudis, i van del 25 al 77% ^{58,132}.

La mitjana de dies d'ingrés va ser de 18. En un estudi de revisió de morbi-mortalitat i cost-efectivitat de l'artroplàstia de maluc en població geriàtrica, l'estada mitjana va ser de 16 dies ¹³², i en una revisió feta dels pacients intervinguts a la Clínica Mayo entre els anys 1969 i 1980 va ser de 12 a 14 dies, excloent aquells pacients que van tenir alguna complicació ¹²⁷. Un estudi de les dades referents a 7 hospitals de Catalunya publicat l'any 2000 reflecteix una estada mitjana de 15,5 dies ⁵⁸.

Pel que fa als paràmetres clínics, els beneficis de l'ATM quant a capacitat funcional són indiscutibles i així ho evidencien moltes publicacions. WR Murray ¹³³ l'any 1973 va publicar els resultats d'una àmplia sèrie portadora d'ATM. El 98,7% passaven a ser independents per a les AVD, mentre que abans de la intervenció ho eren el 64,4% i la puntuació de l'escala de maluc de Harris passava de 24,7 a 82,3 punts als 9 mesos de la intervenció. Més recentment Berman et al ⁴² també registren augments de més de 40 punts a l'escala de Harris en pacients amb coxartrosi unilateral o bilateral després de sotmetre's a un recanvi articular. Gogia et al ¹³⁴ registren grans millores pel que fa al dolor, la capacitat funcional i l'ús d'ajudes de marxa durant les AVD, i en la major part dels casos obtenen uns resultats excel·lents. L'any 1986, Olsson ²² va publicar un estudi que incloïa resultats clínics d'un test d'exercici i de l'anàlisi de la marxa en pacients intervinguts amb dues classes d'ATM, i que mostrava millores en tots els àmbits, especialment amb l'artroplàstia de Charnley. En un estudi realitzat en 7 hospitals de Catalunya s'obtenen bons o excel·lents resultats en el 71% de les ATM ⁵⁸.

Històricament s'ha utilitzat l'escala de Harris en molts casos per avaluar els resultats de l'ATM ^{22,42,98,111,120,124,133,135-141}. Però en aquest estudi s'ha optat per aplicar-ne d'altres que inclouen certes AVD que se solen veure compromeses quan hi ha afectació del maluc, com ara l'índex de severitat de l'artrosi per articulacions de càrrega de Lequesne ⁸⁸ i el qüestionari autoadministrat per avaluar els resultats de l'ATM de Johanson ⁸⁷. També es va elaborar un qüestionari propi, per tenir una puntuació que reflectís

exclusivament el grau d'independència en l'autocura. En les escales funcionals aplicades, l'índex de Lequesne millora un 34%, el qüestionari de Johanson un 29% i el test de T.O. un 45% respecte a l'inici.

S'ha utilitzat l'EVA perquè es considera que la millora en el dolor subjectiu del pacient és potser el paràmetre clínic més rellevant a l'hora d'avaluar els resultats de l'ATM, i justifica l'aplicació d'una escala pròpia. En aquest sentit, cal citar un treball conduït per Ritter et al que pretenia determinar si la puntuació total de l'escala de Harris era un bon indicador d'èxit en l'ATM. Per fer-ho van utilitzar l'avaluació de Charnley per comparar les puntuacions de dolor i de marxa, i van trobar que l'escala de Harris puntuava més baixa, és a dir, donava un resultat pitjor per a ambdós paràmetres. Tot i així, hi havia un 32% d'ATM que obtenien una puntuació total a l'escala de Harris que es trobava dins l'interval de bons resultats, però que fracassaven per dolor. A més, el dolor segueix sent un dels indicadors més fiables d'afluïxament ja que, a pesar d'una imatge d'afluïxament radiològic, si no hi ha dolor probablement tampoc s'indicarà cirurgia de revisió ¹³⁸. A la nostra població, el canvi en la puntuació del dolor segons l'EVA és estadísticament molt significatiu i clínicament molt rellevant als 6 mesos de la intervenció. El canvi registrat en el consum d'analgèsics també avala aquesta gran millora subjectiva del dolor.

Més recentment s'han aplicat qüestionaris de qualitat de vida que engloben no només la funció física i el dolor, sinó també altres àmbits de la persona com el social, la salut mental, l'energia o la fatiga i l'estat de salut en general, en els quals s'han trobat també millores remarcables ¹⁴²⁻¹⁴⁶. En general, amb l'aplicació d'aquests tipus d'escales en persones sotmeses a una artroplàstia de maluc o de genoll es manifesta que, si bé milloren i aquests guanys es mantenen fins a 5 anys, obtenen una puntuació inferior a la de la població general d'edat similar ^{147,148}. Fins i tot s'ha vist que un test de qualitat de vida pot ser més sensible per detectar empitjoraments que no es reflecteixen en altres tests ⁵⁹.

Un treball publicat per Wykman et al ¹⁴⁹ l'any 1991 recollia que al preoperatori hi havia un 41% dels pacients que caminaven sense ajuts de marxa, mentre que als 5 anys de la intervenció eren un 85% els que ho feien. Els ajuts de marxa emprats pels nostres pacients no ho són tant per la necessitat subjectiva d'utilitzar-los com per les indicacions que al respecte se'ls donava, ja que la bibliografia recomana evitar la càrrega total al menys durant els 6

primers mesos ¹⁵⁰. Per aquest motiu s'instruïa els pacients en l'ús de dos bastons anglesos fins al mes després de la intervenció i se'ls recomanava que utilitzessin un bastó anglès o de puny fins als 6 mesos. Hi ha estudis que mesuren les pressions de contacte en l'articulació *in vivo* ^{151,152}. Un d'aquests estudis conclou que l'ús d'un bastó de puny només representa un augment del 5% de pressió respecte a l'ús d'un bastó anglès ¹⁵². Wirtz et al ¹⁵³ afirmen que s'han d'evitar càrregues al maluc 2 vegades superiors al pes corporal, com succeeix en caminar sense bastons o en realitzar exercici contra resistències elevades o amb llargs braços de palanca, durant els tres primers mesos. D'altra banda, estudis recents demostren que quan els pacients usen bastons anglesos caminen amb menys cadència, major longitud del pas i, en general, de forma més simètrica, tot i que generen menys activació muscular en el registre electromiogràfic ^{154,155}.

La rehabilitació postoperatòria del maluc tradicionalment s'ha considerat menys necessària que la del genoll, ja que l'ATM permet que el pacient camini sense dolor de forma pràcticament immediata. Però el cert és que amb els programes de rehabilitació s'aconsegueixen millors resultats en menys temps, i això permet que el pacient reincorpori les AVD de forma més precoç ¹⁵⁶⁻¹⁶¹. Fins i tot hi ha un treball publicat el 2002 en què es compara la capacitat de marxa post ATM en un grup que inicia un programa d'exercicis abans de la intervenció i un altre que només el fa després. A l'hora d'analitzar els resultats s'observa que després de l'ATM dels dos grups millora la velocitat de marxa, la cadència i la longitud del pas, però aquesta millora es fa més palesa al grup que fa exercici abans de la intervenció. Aquesta diferència és especialment marcada a les 3 setmanes postoperatòries, quan comencen el tractament, i això indica que l'exercici preoperatori evita la caiguda marcada en la capacitat ambulatoria que hi sol haver inicialment després de l'ATM. En ambdós grups, augmenta la distància caminada al test de 6 minuts de marxa a les 12 i a les 24 setmanes de l'artroplàstia. Però aquest increment és també superior al grup que fa el programa d'exercici preoperatori; concretament, aquest grup camina a les 12 setmanes 18 metres més que l'altre grup a les 24 setmanes, amb la qual cosa es conclou que el grup que fa exercici preoperatori avança la seva RHB uns 3 mesos respecte al grup que no en fa. La millora en la capacitat de marxa és un objectiu principal de l'ATM, i aquest treball demostra que la recuperació dels pacients que segueixen un programa d'exercici preoperatori és millor i més precoç, ja que recuperen la velocitat de marxa corresponent al seu grup d'edat 3

mesos abans. També confirma que aquests programes d'exercici són ben tolerats per aquests pacients en la fase de coxartrosi severa ¹⁶². Un estudi més recent coincideix en aquestes millores i constata que un programa preoperatori d'exercicis individualitzat és ben tolerat pels pacients amb coxartrosi avançada ¹⁶³.

A més, la força de la musculatura abductora precirurgia ha demostrat ser un factor predictiu positiu de la recuperació funcional postoperatòria ¹⁶².

En la coxartrosi severa, la capacitat ambulatoria està alterada pel dolor, la pèrdua de mobilitat i la debilitat de la musculatura abductora. Com a conseqüència de la reducció d'activitat mantinguda durant temps, s'origina atròfia muscular per desús i s'empobreix l'acondicionament cardiovascular.

Amb la cirurgia millora l'extensió del maluc, fet que és necessari per augmentar la longitud del pas. Al nostre estudi la millora en el BA del maluc és també manifesta en tots els moviments ja al primer control després de la intervenció, i s'incrementa durant tot el seguiment. A pesar d'això, en comparar els resultats s'observa que no s'arriba als valors de mobilitat contralaterals en flexió, extensió i rotació interna. Però, si bé hi ha diferències estadísticament significatives respecte a l'extremitat contralateral, no són clínicament rellevants ja que els valors que s'assoleixen són totalment funcionals. En aquest sentit, Stauffer et al no van trobar relació entre el moviment passiu del maluc i el moviment usat durant la marxa en pacients portadors d'ATM tipus Charnley ¹⁵³. Horstmann et al ¹³¹ registren correccions de flexes de 14° i increments de 20° de flexió, 14° d'abducció, 10° d'adducció, 3° de RE i 8° de RI, resultats molt similars als obtinguts per la nostra mostra. Ortega et al ¹¹¹ van publicar un treball sobre els resultats funcionals en l'artroplàstia de maluc en el qual van observar que tant el dolor com la deformitat i el BA milloraven ja d'entrada, tot i que tendien a millorar una mica més amb el temps; però les AVD i la marxa progressaven fins a obtenir un nivell òptim de recuperació funcional als 6 mesos.

Murray et al ¹³³ van veure que als 6 mesos de l'ATM la força, el BA i la capacitat de marxa encara estaven per sota dels valors baixos de normalitat i que als 12 mesos la força es mantenia per sota.

Quant a l'evolució dels perímetres mesurats a cuixa i cama, no es va registrar una atròfia clínicament rellevant.

Sí que hi ha variació, en canvi, al balanç muscular, que mostra diferències estadísticament significatives respecte a l'extremitat contralateral per a tots els músculs abans i després de la intervenció. Al llarg del seguiment es van recuperant, però persisteixen diferències en el recte anterior, els glutis major i mitjà i el TFL al cap de 6 mesos de la intervenció. En la revisió de la literatura s'han trobat diversos treballs que confirmen que la recuperació de la força muscular és més tardana. L'any 1976, Murray et al ¹⁰¹ ja van veure que els valors màxims de força isomètrica dels músculs abductors són significativament més alts després de la intervenció. Un treball més recent confirma que a les 6 setmanes de la intervenció aquests valors isomètrics superen els preoperatoris però als 6 mesos no arriben a normalitzar-se ¹²⁰. Hi ha un treball xinès que mesura els *peak-torques* dels músculs flexors, extensors i abductors del maluc abans de la intervenció i als 6 mesos i 1 any amb un dinamòmetre isocinètic. Al preoperatori tots els valors de l'extremitat afectada són inferiors als contralaterals, als 6 mesos milloren, sobretot en homes amb necrosi unilateral, i a l'any milloren molt en tots els pacients, però no arriben als valors de l'extremitat sana sinó entorn el 80% d'aquesta ¹⁶⁴. Un altre treball publicat l'any 1994 estudia la força isomètrica i isocinètica abans i als 6 mesos de l'ATM i constata que persisteix dèficit, sobretot als abductors i als rotadors interns, i que la força isomètrica no augmenta tant com la isocinètica ¹³¹; això és degut probablement a un mecanisme inhibitori per dolor ja que la força que es pot desenvolupar és més elevada en contracció isomètrica que en contracció isocinètica concèntrica. Reardon et al ¹⁶⁵ en un estudi recent publicat l'any 2001 han mesurat el gruix del múscul quàdriceps amb ultrasons i han observat que hi ha atrofia al costat afectat que persisteix als 5 mesos de l'artroplàstia. Chandler et al ¹⁶⁶ van trobar que l'abducció i la resistència era només del 50% als 6 mesos postintervenció, per la qual cosa recomanaven mantenir els bastons, sobretot en aquells pacients més actius, i per tant, amb més probabilitats de necessitar un recanvi protèsic.

5.2 DISCUSSIÓ DELS RESULTATS CINÈTICS

Les primeres referències d'estudis cinesiològics en portadors d'artroplàsties de maluc daten de 1975, en què Murray et al ¹¹⁶ van analitzar els canvis en la marxa dels pacients abans i després de ser sotmesos al recanvi articular. Tal com va afirmar Skinner ¹¹⁷, creiem que l'anàlisi de la marxa és l'únic mitjà objectiu per avaluar el resultat clínic d'una artroplàstia total de genoll (ATG) o ATM. Altres autors com Laughman i Chao ¹⁶⁷, que han fet múltiples estudis en aquest sentit, també refermen la importància dels estudis de la marxa per objectivar la resposta a una intervenció terapèutica.

Diversos estudis demostren la simetria de la marxa normal ^{21,24,115,168-173}, tot i que d'altres la qüestionen ^{174,175}. Però en persones amb patologia de l'aparell locomotor sí que cal esperar l'existència d'asimetries. En la marxa patològica hi ha una absència de simetria, uns índexs de càrrega disminuïts i no uniformes, pics i valls més reduïts i allargament de les fases, sobretot del temps de doble suport ¹⁷⁶.

En qualsevol estudi de marxa els resultats es poden analitzar de dues maneres: el grau de simetria en el patró de marxa o la comparació dels valors absoluts amb una població de referència. Efectivament, en condicions normals el grau d'asimetria temporo-espacial és lleu, i si augmenta s'observa coixesa. Però en certes condicions el costat afectat pot semblar normal pels mecanismes compensatoris del costat sa. Per exemple, un pacient amb afectació moderada pot fer una marxa simètrica a expenses de disminuir la velocitat o bé pel fet de caminar amb una velocitat normal però amb un escurçament del cicle de la marxa o de la longitud del pas. D'altra banda, quan l'afectació és bilateral, la comparació amb valors de normalitat es fa necessària per establir el grau de discapacitat ¹¹⁵.

5.2.1 PARÀMETRES TEMPORO-ESPACIALS

Els períodes de recolzament unipodal i bipodal es relacionen estretament amb la capacitat de càrrega de cada extremitat ^{177,178}. L'asimetria preoperatòria entre ambdues EEII i el menor temps de recolzament unipodal respecte a la població sana es deu al dolor i al fet de tenir menys capacitat per sostenir el pes del maluc afectat ¹⁷⁸. Així, davant d'una patologia unilateral de maluc, al costat sa se sol observar una major durada de la fase de recolzament, amb escurçament de la fase d'oscil·lació, i també s'observa un

allargament de la fase de recolzament unipodal i del temps de càrrega, amb major àrea sota la corba i major pes mitjà ¹⁷⁶.

En aquest sentit, hi ha diverses publicacions que analitzen la marxa davant diferents patologies de maluc. Murray i Gore ¹⁷⁹ van estudiar la marxa en pacients amb coxartrosi o necrosi avascular unilateral i van trobar irregularitats i asimetries en la durada del recolzament unipodal. Aquest recolzament era més curt al costat dolorós, alhora que augmentava el temps en balanceig. Mentre que la longitud del pas era major quan l'extremitat dolorosa avançava, ja que la sana rebia el pes. Per la seva banda, la velocitat de la marxa, la longitud del pas i la cadència eren menors la qual cosa donava com a resultat uns cicles de marxa més llargs. L'amplada del pas era major perquè l'angle de rotació externa del peu també era més gran, i se situava en una posició més lateral. L'extensió màxima d'ambdós malucs i turmells al final de la fase de recolzament i la màxima flexió d'ambdós genolls durant el balanceig estaven disminuïts. Els moviments laterals del cap i del tronc cap al costat dolorós durant la fase de recolzament estaven augmentats. La majoria feien un descens de la pelvis cap al costat en balanceig durant el suport unipodal sobre el costat dolorós i una elevació cap al cantó en balanceig durant el suport unipodal sobre l'extremitat sana.

Aquests mateixos autors van analitzar els patrons de marxa en homes amb fusió unilateral del maluc, i van trobar que la manca de moviment es compensava amb una major rotació transversal i sagital de la pelvis, i una major flexió del maluc sa i del genoll de l'extremitat afectada ¹⁸⁰.

Catani et al ⁶¹ l'any 1998 constataren que les alteracions en els paràmetres temporoespacials i en les forces de reacció eren més marcades en pacients amb coxartrosi secundària a displàsia de maluc que en pacients amb coxartrosi primària. Als 2 anys, mentre que al grup intervingut per coxartrosi primària el patró quasi es normalitzava, al grup intervingut per displàsia persistien anomalies als paràmetres temporoespacials.

Wall et al ¹¹⁵ van veure que la longitud del pas de l'extremitat amb coxartrosi era major que la de l'extremitat sana; això es devia a una disminució de la fase de balanceig al costat sa, en un intent de minimitzar el temps de recolzament de pes sobre l'extremitat afectada. Aquests paràmetres es normalitzaven després de l'ATM, així com el temps de suport amb l'extremitat afectada. L'any 1991 Berman et al ⁴² també van publicar els resultats d'un estudi pre i

postoperatori fet amb pacients amb coxartrosi unilateral, pacients amb coxartrosi radiològica bilateral però amb clínica unilateral, pacients amb coxartrosi radiològica i clínica bilateral i un grup control de persones sanes. Els resultats de l'anàlisi de la marxa mostraven que el temps de suport era major a l'extremitat inferior no afectada, mentre que el temps d'oscil·lació era major a l'extremitat afectada. Globalment, el temps de suport també augmentava a l'extremitat afectada. En canvi, el temps d'oscil·lació a l'extremitat sana no s'allargava sinó que transcorria més ràpidament en un intent d'escurçar el temps de recolzament de l'extremitat afectada. També augmentava el temps de doble recolzament i el temps del pas del costat afectat. Els valors observats als 4 mesos de la intervenció eren similars als preoperatoris. Però als 5-8 mesos, la velocitat, la longitud del pas i el temps de doble suport de l'extremitat afectada en els pacients amb coxartrosi unilateral pràcticament es normalitzaven, mentre que no es modificaven el temps de suport, el temps d'oscil·lació, el temps del pas i el temps de doble suport de l'extremitat sana. El grup amb coxartrosi radiològica bilateral però clínica unilateral obtenia uns valors de velocitat i de longitud del pas similars als normals. El grup amb coxartrosi clínica i radiològica bilateral no variava. Quan analitzaven els paràmetres als 9-12 mesos van veure que pràcticament tots es normalitzaven i als 18 mesos no n'hi havia cap que tingués diferències significatives amb el grup control. Al nostre estudi els canvis significatius en els paràmetres de la marxa també s'han observat predominantment entre el control dels 2 i 6 mesos postoperatoris. El fet de disposar només de dues plataformes de pressió ha comportat que no poguéssim estudiar tot el cicle de la marxa i per tant no hem pogut extreure conclusions quant a la simetria de la marxa. Però sí que vam enregistrar canvis en el temps i en la longitud del pas que indirectament indicaven una marxa autoseleccionada pel pacient a velocitat més ràpida que al preoperatori, atès que augmentava la longitud i disminuïa el temps del pas.

Hirsch i Goldie ¹⁸¹ van estudiar pacients sotmesos a osteotomia intertrocantèria per coxartrosi, i van trobar que la capacitat de càrrega estava per sota la normal.

En un estudi en què es comparava la marxa en portadors d'ATM i en persones sense patologia de l'aparell locomotor es va veure que els portadors d'ATM caminaven a menys velocitat, amb una longitud del pas menor i que tenien una durada de la fase de recolzament major respecte a la totalitat del cicle de la marxa. A

més, l'energia desenvolupada al maluc en el pla sagital era menor a l'extremitat intervinguda (45% inferior) respecte al grup sa i, si bé l'extremitat no intervinguda en desenvolupava més que la intervinguda, no arribava als valors del grup sa, fet que confirmava que també tenia un cert grau d'afectació. Al pla frontal també van trobar valors pic inferiors perquè l'acció dels músculs abductors durant l'avançament de l'extremitat era menor ¹⁸². Baon ¹⁸³ va analitzar la marxa en 55 pacients sotmesos a ATM per coxartrosi unilateral i va observar que també augmentava la durada de la càrrega unipodal a l'extremitat sana per aquesta menor capacitat de càrrega de l'extremitat afectada. També es perllongava el recolzament plantar a expenses del xoc de taló i trobava un major temps de doble suport respecte als valors normals. Murray et al ¹⁰¹ van fer molts estudis dels paràmetres cinesiòlogics abans i després d'un recanvi total de maluc i van trobar que, si bé milloraven totes les funcions, restaven per sota dels valors normals fins als 6 mesos. Aquest mateix autor va observar que en pacients amb coxopatia l'extremitat inferior implicada rebia un 32% del pes corporal abans de la substitució del maluc, mentre que als 2-4 anys del recanvi articular en rebia un 46-47% ⁵⁴. En l'estudi de la marxa d'Olsson ²², abans i als 6 mesos de la col·locació d'una ATM cimentada tipus Charnley o no cimentada tipus HP Garches, s'observaven millores en tots els paràmetres, especialment amb l'ATM cimentada. Però en comparar els paràmetres de la marxa d'un grup de població normal descrit per Chao et al ¹⁷⁷ amb les dades dels pacients portadors d'ATM d'aquest estudi, aquests últims tenien una major freqüència del pas, una menor proporció de la longitud del pas respecte a la longitud de l'extremitat inferior, una mitjana de velocitat menor, una menor longitud del pas, una major proporció del cicle de la marxa en recolzament i doble suport i menor en suport unipodal, una menor força vertical màxima respecte al pes corporal, una menor flexió del genoll durant el recolzament i un menor moviment sagital total.

Un treball publicat recentment confirma l'increment de la velocitat mitjana de la marxa després de l'ATM però per sota dels valors de la població de referència. Conclou que la durada del suport unipodal i la velocitat són potser els dos paràmetres més importants a l'hora d'avaluar la restitució funcional després de l'ATM, i que milloren ràpidament durant el primer any, tot i que els resultats òptims s'obtenen als 8-10 anys sense arribar als valors de normalitat ¹⁷⁸. En un altre estudi biomecànic s'afirma que d'una banda aquesta velocitat de la marxa menor un any després de la

intervenció s'associa amb un moment de força dels extensors del maluc menor, mentre que la persistència de patrons anòmals s'associa amb una disminució dels graus d'extensió al final del recolzament en el pla sagital, i amb un menor moment de força dels abductors en el pla frontal, que es correlaciona amb una major inclinació ipsilateral del tronc durant el recolzament unipodal sobre l'extremitat afectada ¹⁸⁴.

En el nostre estudi, després de la intervenció hi ha una clara tendència a la simetria en el temps de recolzament o suport, que inicialment era clarament més llarg a l'extremitat sana i reflectia indirectament la menor capacitat de càrrega de l'extremitat afectada. A pesar d'això, el temps de recolzament de la cama afectada seguia sent lleugerament inferior al de la sana, tal com mencionaven alguns estudis previs ¹⁴⁹.

No vam valorar la velocitat perquè vam considerar que les dades obtingudes en un registre amb plataformes no serien fiables en aquest sentit. Per avaluar correctament la velocitat de la marxa s'han d'enregistrar diversos cicles de marxa, i les plataformes són un dispositiu pensat per analitzar les característiques de cada pas i no permeten enregistrar tot el cicle de marxa. A pesar d'això, tenint en compte que el pacient caminava a la seva pròpia velocitat confortable de marxa, podem comentar els canvis de la nostra mostra. Així, al postoperatori es va observar una franca disminució del temps del pas i del temps de doble recolzament i un augment simultani de la longitud del pas, tots ells indicadors d'un augment de la velocitat de la marxa. Aquests canvis s'observaren especialment entre ambdós controls postoperatoris. La disminució del temps del pas, el temps de doble recolzament i el temps de recolzament monopodal coincideixen amb altres estudis ^{149,185,187}. Cal recordar que al nostre estudi el pacient sempre posava en primer lloc el peu dret i després l'esquerra, per la qual cosa no podíem distingir entre la longitud d'un pas i l'altre i obteníem un sol valor de longitud del pas, independentment que fos l'extremitat afectada o la sana la que estava més avançada o retardada.

Mattsson et al ¹⁸⁸ van analitzar la capacitat de marxa abans i després d'una ATG i van observar que augmentava la velocitat de marxa autoseleccionada pel pacient alhora que disminuïen el dolor i l'esforç mesurat amb una EVA per caminar. En general, els paràmetres que més es modifiquen després de l'ATG són també els temporoespacials: augmenta la velocitat lliure de marxa i la cadència, la longitud de la gambada, el temps d'oscil·lació i el de

suport. També augmenta l'amplitud de les forces de reacció, especialment les verticals, però els canvis no són tan marcats ¹⁸⁹.

En la coxartrosi, igual que en la gonartrosi, tots els paràmetres de la marxa, velocitat, longitud del pas i cadència milloren significativament després de l'artroplàstia, tot i que no arriben a normalitzar-se ^{34,45,60,63,101,110,115,117,149,185-193}. La velocitat màxima de marxa es dona entre els 40 i 50 anys d'edat ¹⁷¹. Perrin et al ¹⁵⁰ van observar que els pacients sense problemes mèdics ni complicacions postoperatories recuperen un 80% de la velocitat de marxa normal als 2-4 anys amb un excel·lent alleujament del dolor. Però passats 5 anys amb freqüència observaven una disminució de la velocitat de la marxa que no està relacionada amb el dolor ni amb l'afluixament radiològic que atribueixen a possibles micromoviments.

En altres estudis s'observa una pràctica normalització del temps de recolzament unipodal, de la cadència i de la velocitat de marxa al cap d'1 any de la intervenció, si bé persisteixen càrregues inferiors a l'extremitat afectada en sentit vertical i anteroposterior ^{137,194}. L'estudi de Mattsson et al ¹⁸⁸, fet en pacients amb gonartrosi, afirma que es normalitzen els ratis de suport unipodal entre l'extremitat sana i l'afectada i l'impuls de la força vertical. Si es compara la influència que té el tipus d'artroplàstia en la marxa, s'obté més normalització dels paràmetres amb l'ATG que amb l'ATM ¹¹⁰.

Skinner ¹¹⁷ observava els millors resultats en pacients amb afectació unilateral de maluc. Wykman et al ¹³⁵ també van comparar pacients amb afectació unilateral i bilateral. Els pacients amb afectació bilateral dels malucs no aconseguen guanyar la funció òptima fins que eren intervinguts de les dues articulacions; i fins i tot la primera articulació intervinguda no obtenia el seu millor resultat fins que també era intervinguda la contralateral. Els pacients amb afectació unilateral ja intervinguts obtenien millors resultats que qualsevol maluc intervingut dels pacients amb afectació bilateral, però el percentatge de millora en molts elements de la marxa era superior en els portadors d'ATM bilateral que en els unilaterals, tot i que això no s'observava fins que s'havien intervingut d'ambdós malucs. Les puntuacions preoperatories eren inferiors en els que tenien afectació bilateral respecte als unilaterals. Un estudi previ ja mencionava que els pacients amb coxartrosi bilateral no mostraven millores fins que eren intervinguts d'ambdós malucs; però llavors obtenien més millores relatives que

els afectats de coxartrosi unilateral, encara que els valors absoluts de velocitat, cadència i longitud del pas fossin menors ¹⁹³. Al nostre estudi els pacients amb afectació unilateral també són els que obtenen millors resultats funcionals, però tant en valor absolut com en valor relatiu, ja que la puntuació a l'escala de Johanson va millorar un 41% als unilaterals respecte a un 23% de milloria als bilaterals, i l'índex de Lequesne va disminuir un 40% als unilaterals i entre un 15% i un 25% als bilaterals. En canvi, el test de TO, que és un indicador de la independència per a les AVD, si bé millorava de forma similar en tots els pacients, obtenia les millors puntuacions en els pacients amb afectació bilateral, potser perquè ja havien adquirit unes adaptacions o estratègies en la realització de les AVD que els permetien ser més independents.

També en la gonartrosi, Berman et al ⁶⁰ van observar que els resultats eren millors en pacients amb afectació bilateral sotmesos a recanvi articular d'ambdós genolls que en pacients amb afectació unilateral aparent intervinguts del costat afectat, i ho van atribuir al fet que, si bé el genoll contralateral era asimptomàtic, la gonartrosi fins i tot lleu podia afectar la seva funció i que la marxa sempre tendeix a la simetria.

En un estudi previ en què es va relacionar la longitud del pas amb la durada del cicle, es va observar que els homes feien una marxa amb petits passos que disminuïa el temps de recolzament d'ambdues extremitats inferiors, amb la qual cosa aconseguien mantenir una certa simetria ¹¹⁵.

5.2.2 FORCES DE REACCIÓ

En persones sanes, les variacions en els patrons de forces són més atribuïbles al sexe que a l'edat. En aquest sentit, els homes tendeixen a fer similars els dos pics de força vertical, mentre que les dones solen fer un pic F3 més important que el F1 ¹⁷⁷. A més, la marxa dels homes sol ser més enèrgica. La mitjana de la força màxima, la contribució de la inèrcia i l'índex de càrrega aplicat són superiors ¹⁷⁶.

Forriol et al ⁹³ van comparar la marxa normal i amb bloqueig d'un genoll amb plataformes de força i van veure que les marxes patològiques tendien a aplanar les forces verticals, disminuint els pics i augmentant la força de recolzament plantar. Van observar que les forces anteroposteriors varien en disminuir la força anterior màxima a l'extremitat afectada i augmentar a l'extremitat sana, i disminuir les forces posteriors d'ambdues. També disminueix la

velocitat del pas i augmenta el temps de recolzament de l'extremitat sana.

Un estudi fet en portadors d'ATG registra un descens del primer pic de força vertical i de la força mínima a la vall i un increment als 6 mesos del segon pic de la força vertical, que torna als nivells previs a l'any de la intervenció. La força medial disminueix, però només significativament, al costat sa, i sempre es mantén superior al costat sa. La força lateral augmenta per a ambdós costats i sempre és superior al costat intervingut. La força anteroposterior màxima o de frenada disminueix bilateralment i a la llarga és superior a l'extremitat intervinguda; la mínima o de propulsió augmenta i supera el costat sa. En general, al cap d'un any de la intervenció les corbes passen de ser aplanades a tenir la forma normal de M i es fan més estretes ¹¹⁰.

Hodge et al ¹⁵² van demostrar que les pressions de contacte a l'articulació del maluc són més elevades conforme es va recuperant la musculatura en el temps. Stauffer et al ³⁴ van estudiar la marxa en portadors d'ATM tipus Charnley amb plataformes de força i electrogoniometria i van trobar que els pics de força vertical són significativament més elevats després del recanvi articular i s'esdevenen abans dins el cicle que al preoperatori. Però encara són inferiors i més tardans que en la marxa normal. Els pics del component anteroposterior i els dos pics inicials del component mediolateral (pic medial i primer pic lateral) també s'incrementen, però no és així en el cas del segon pic lateral que s'esdevé just abans de l'enlairament dels dits.

Al nostre estudi amb plataformes dinamomètriques hem obtingut poques diferències estadísticament significatives en l'evolució de les forces verticals respecte al pes, i ho atribuïm al fet que era una mostra reduïda, ja que clínicament els pacients sí que referien una major capacitat de càrrega en disminuir clarament el dolor a l'engonal. Els nostres resultats de la força vertical estan en consonància amb els resultats obtinguts en un estudi previ fet en portadors d'ATM per coxartrosi unilateral, que no obtenia variacions a la força del contacte de taló ni de la vall ¹⁸⁵. No hem trobat canvis significatius en els valors absoluts dels pics verticals, però sí que hem observat una tendència a rebaixar els valors de la força mínima (F2) i a augmentar els del segon pic màxim (F3) en ambdues extremitats (fet que explicaria que la gràfica es fes més punxeguda) la qual cosa podria representar una marxa més dinàmica segons Herman et al ¹⁸⁷. Per aquest motiu hem calculat la

diferència entre el registre de la força vertical del recolzament de la planta i del moment de l'enlairament dels dits per a ambdues extremitats inferiors, i hem constatat que aquesta diferència es fa més marcada i és estadísticament significativa. Aquest canvi també s'ha donat bàsicament als 6 mesos de la intervenció. En un estudi antic ja es parlava que l'impuls de les forces verticals, entès com el rati entre l'àrea sota la corba de les forces verticals de l'extremitat afectada i la sana, augmenta al postoperatori de l'ATM ²². Aquest efecte també està relacionat amb el fet que després de l'ATM augmenti la velocitat de la marxa, ja que els valors dels pics de força vertical, especialment el de l'enlairament dels dits, augmenten de forma lineal amb la cadència i el valor de la força mínima disminueix també en relació lineal amb la cadència ¹⁹⁵.

Wykman et al ¹⁴⁹ van mesurar els canvis en la força vertical màxima respecte al pes corporal d'ambdues extremitats inferiors, que passen del 95 al 107% i del 102 al 108% per a l'extremitat afectada i la sana respectivament, i mostra també una clara tendència a la simetria. Un estudi més recent, amb 15 pacients sotmesos a ATG o ATM, també va trobar diferències estadísticament significatives en les forces de reacció verticals relatives al pes corporal ⁴⁰.

Més recentment, Isobe et al ¹¹⁹ comparaven els canvis en els paràmetres de marxa abans i després de ser sotmesos a ATM per coxartrosi severa, i veien que al cap d'1 any no s'observen diferències significatives en les forces verticals entre ambdues extremitats. L'efecte de càrrega abans de la cirurgia és petit, especialment al costat afectat, i millora després de la intervenció. Aquest canvi l'atribuïen al fet que abans de la intervenció s'intenti evitar el dolor limitant el moviment del centre de gravetat i que aquest moviment es recuperi en disminuir el dolor després de la intervenció.

A la nostra població, el pic de l'enlairament dels dits arriba a superar el pes corporal després de la intervenció, de la mateixa manera que amb l'extremitat no intervinguda.

També hem registrat un increment en la força anterior màxima de la cama afectada, fet que coincideix amb els resultats dels pacients amb coxartrosi unilateral ¹⁸⁵, a diferència del que s'havia observat a l'estudi fet amb bloqueig d'un genoll mencionat anteriorment ⁹³. Però aquells pacients amb coxartrosi unilateral també tenien un increment de la força posterior de propulsió ¹⁸⁵ que nosaltres no hem observat. En efecte, hem obtingut una disminució

en les forces posteriors, que en els nostres pacients va ser quasi significativa en el cas de la cama no afectada, tal com passava caminant amb un genoll bloquejat ⁹³. Un altre treball sobre ATM amb pacients amb displàsia congènita de maluc registrava canvis similars als de la nostra mostra, en el sentit que augmentaven els valors de la força anterior màxima i disminuïen els de la força posterior, però no obtenia diferències significatives en pacients amb coxartrosi primària. També observaven una disminució de la força medial i del primer pic de la força vertical ⁵³. El fet que no es trobessin aquests canvis en els pacients amb coxartrosi primària probablement s'explica perquè es tractava d'un estudi amb molt pocs pacients i, com ja s'ha mencionat anteriorment, les alteracions de la marxa són més marcades en la coxartrosi secundària a displàsia que en la coxartrosi primària ⁶¹. Aquest increment de la força de frenada, tal com passa amb les forces verticals, també es pot explicar per l'augment de la velocitat de la marxa ¹⁹⁵.

No hem obtingut diferències estadísticament significatives en les forces mediolaterals, coincidint altre cop amb l'estudi d'Ortega ¹⁸⁵. Però en valor absolut sí que hem observat una disminució de la força medial, com a l'ATG, i un augment de la lateral ¹¹⁰.

Pel que fa als coeficients de Fourier, que defineixen la gràfica d'una funció contínua, la disminució del B2 de l'extremitat sana mostra una tendència a la significació. Aquest coeficient s'obté a partir de la diferència entre els valors del primer pic (F1) i els del segon pic (F2) de la força vertical ¹⁹⁵. Ja hem comentat que en els nostres pacients el segon pic de força augmenta després de la intervenció, fet pel qual s'explica que el coeficient resultant disminueixi. Encara que hem observat tendències significatives en altres coeficients, desconeixem la seva interpretació clínica, i per aquest motiu no els comentem.

En general, la literatura referent a l'anàlisi de la marxa postartroplàstia coincideix a afirmar que la marxa no es normalitza als 6 mesos de la intervenció ^{196,197} i que fins i tot s'observen diferències amb la marxa normal als 2,6 anys, en què persisteix un allargament de la fase de recolzament per compensar la inestabilitat de la marxa ¹⁹⁸.

5.3 DISCUSSIÓ DELS RESULTATS ERGOMÈTRICS

5.3 DISCUSSIÓ DELS RESULTATS ERGOMÈTRICS

La capacitat d'exercici es pot determinar amb proves d'esforç, i en aquest sentit estan establerts uns valors de referència per als subjectes sans en funció de l'edat ¹⁹⁹.

La determinació del cost d'oxigen de la deambulació és una prova molt emprada en altres patologies mèdiques, però ha estat un paràmetre d'ús relativament recent en la patologia de l'aparell locomotor ²⁰⁰.

La marxa humana és un procés complex, resultat de la integració d'una cadena d'esdeveniments fisiològics en què estan implicats els sistemes nerviós, muscular, cardiorcirculatori, respiratori i osteoarticular. Qualsevol patologia que afecti algun d'aquests sistemes pot portar a una alteració de la locomoció, que es pot reflectir en canvis del cost energètic de la marxa.

Els subjectes sense patologia adopten espontàniament la velocitat de marxa que consideren més confortable, que alhora és la més econòmica. En persones amb alteracions de l'aparell locomotor la velocitat autoseleccionada sol ser inferior a la de les persones sanes de la mateixa edat, encara que això impliqui un major consum energètic, en un intent d'aconseguir més estabilitat i menys dolor.

Fusi et al ²⁰¹ han definit l'Index Locomotor com la relació entre el consum d'oxigen d'un pacient caminant a la seva velocitat confortable de marxa i el consum d'oxigen d'un subjecte sa de la mateixa edat a la mateixa velocitat.

La marxa es caracteritza per una contínua transformació de l'energia potencial, en ascendir el centre de gravetat, en energia cinètica. Aquesta transformació comporta un estalvi energètic a cada pas. Però, quan per qualsevol raó aquesta transformació es veu alterada, hi ha un increment en l'activitat muscular que comporta més consum d'O₂.

Els patrons alterats de marxa i el dolor poden contribuir a un increment del cost energètic de la marxa per diferents raons. Un patró anormal de marxa pot produir una asimetria en el cicle de marxa, especialment en casos de coxartrosi unilateral; això té com a resultat un desequilibri en la transformació d'energia potencial en energia cinètica i, conseqüentment, un increment del treball mecànic extern realitzat per l'extremitat no afectada. El dolor pot

incrementar el to muscular i fer que el pacient escurci la longitud del pas, i això ho compensarà incrementant la freqüència del pas a una determinada velocitat. Tots aquests factors tendeixen a incrementar el VO_2 ja que augmenta el total d'activitat per minut comparat amb individus sans. Quan augmenta la freqüència del pas, disminueix la longitud del pas i es requereix menys desacceleració amb el contacte del peu a terra, és a dir, es realitza menys treball extern. Però els valors de VO_2 són el resultat d'un equilibri entre els factors que tendeixen a augmentar el VO_2 i els mecanismes compensatoris que tendeixen a disminuir-lo.

La freqüència del pas augmenta com a mecanisme compensatori, però no de forma proporcional a l'augment del VO_2 . El VO_2 /pas a velocitats baixes és menor en pacients que en persones sanes i va augmentant en augmentar la velocitat de marxa. De la mateixa manera, la freqüència del pas es va aproximant més a la de la població sana en augmentar la velocitat de marxa, però sempre es manté superior.

Els pacients que tenen més afectat el BA o amb una RX de coxartrosi més severa també poden mantenir una velocitat de marxa relativament ràpida. El factor limitant és el dolor, que sempre s'acompanya d'alteracions evidents a la marxa. Així, a mesura que disminueix el dolor disminueix el VO_2 a valors més propers a la normalitat. La combinació de dolor i marxa anormal és la que juga un paper més important a l'hora d'augmentar el VO_2 , és a dir, el cost energètic de la marxa, que en població gran o molt afectada s'aproxima als valors de VO_2 màx.

Els pacients amb afectació articular del maluc tenen discapacitat per la marxa, no només perquè fan un patró anòmal i tenen dolor, sinó perquè l'energia requerida per caminar durant les AVD és major. Aquest increment es relaciona sobretot amb el dolor. A més, davant d'una patologia articular, la majoria de pacients experimenten un increment del dolor en augmentar la velocitat de marxa, amb la qual cosa s'associen més alteracions de la marxa.

L'eficàcia del tractament es pot avaluar quantitativament per la tendència a la normalitat del cost energètic de la locomoció ^{98,202}.

Els primers autors en publicar dades referents al consum d'oxigen en portadors d'ATM van ser Pugh ¹²¹ i Murray ¹³³ l'any 1973.

El primer va estudiar els canvis abans i després del recanvi unilateral de maluc en una persona afectada de coxartrosi

postraumàtica. Abans d'operar-se va obtenir valors de VO_2 a l'entorn de 10 ml O_2 /kg/min a una velocitat de 2,5 km/h i 16 ml O_2 /kg/min a 5 km/h. Després de la intervenció va observar un clar increment de la velocitat de marxa, la longitud del pas i el consum d'oxigen. Aquests resultats el van portar a concloure que l'ATM disminueix el cost energètic per quilòmetre i, per tant, millora l'eficiència de la marxa. Aquesta millora l'observà bàsicament durant els primers tres primers mesos després de la intervenció. Pugh ja va intuir que aquest fet podia ser especialment important en persones afectades de malalties cardíaques o pulmonars cròniques que restringissin el consum d'oxigen ¹²¹.

El segon, Murray ¹³³, va presentar els resultats d'una àmplia sèrie de pacients portadors d'ATM en els quals es registraven millores clíniques molt significatives i disminucions en el consum energètic, i va introduir el concepte de reducció d'estrès pel sistema cardiorespiratori.

Mattsson ⁹⁸ l'any 1989 va publicar els resultats de diversos estudis de consum metabòlic en pacients amb coxartrosi, gonartrosi i espàstics. El seu treball conclouia que el cost d'oxigen mostrava diferències en la capacitat de marxa entre pacients amb afectació unilateral o bilateral de maluc, i que també era útil per detectar complicacions postquirúrgiques de forma més precoç que l'exploració clínica convencional. Els pacients amb gonartrosi no tenien la capacitat de marxa tan reduïda com els afectats de coxartrosi, que tenien un major consum d'oxigen, potser perquè aquests adoptaven un patró de marxa antiàlgica que comportava un cost energètic més alt. La millora en el dolor i en la velocitat de marxa era evident als 3 mesos de l'ATM, però el cost energètic seguia millorant durant el primer any. El cost d'oxigen es correlacionava poc amb el dolor i amb la percepció d'esforç durant la marxa, amb la puntuació de l'escala de Harris i amb la velocitat de marxa autoseleccionada i màxima.

Arborelius et al ²⁰³ l'any 1976 van publicar els resultats de 25 pacients amb coxartrosi abans i als 6 mesos de ser intervinguts amb una ATM. Va observar que com més augmentava la velocitat de la marxa més disminuïa el consum d'oxigen per metre, especialment en aquells pacients que abans de l'operació caminaven més lentament, que eren els que més se'n beneficiaven. En resum, per a Arborelius el gran benefici de l'ATM és que aconseguix augmentar la velocitat de la marxa, que augmenta un 100%, amb la qual cosa es fa més econòmica. Gussoni et al ²⁰², més

recentment, afirmaven que el dolor amb freqüència impedeix que els pacients superin velocitats de 2 o 3 km/h, i defineixen que la marxa més eficient (la que necessita menys energia per unitat de distància) en superfície plana es desenvolupa a velocitats de 4-5 km/h, amb valors de VO_2 en persones sanes a l'entorn de 10 ml O_2 /kg de pes corporal/min. D'altra banda, el cost energètic de la marxa per a una mateixa velocitat augmenta amb l'edat. La coxartrosi genera dolor i a més se sol presentar en edat avançada. Si, a més, s'hi afegeix pendent podem trobar valors de VO_2 de 20 ml O_2 /kg/min, molt pròxims als valors teòrics de VO_2 màx per a edats al voltant dels 50 anys.

Paul ²⁰ també va advertir que els pacients amb malaltia cardiovascular i altres discapacitats eren especialment sensible a canvis en el seu aparell locomotor, com ara la implantació d'un recanvi articular, que n'afectessin el consum energètic.

Olsson et al ²² van observar que la velocitat màxima de marxa i la potència en watts que podien desenvolupar els pacients després de l'ATM s'incrementaven sense que augmentés la FC màxima.

HB Skinner ¹¹⁷ també afirmava que l'ATM millorava l'eficiència de la marxa als 6 mesos de la intervenció, i que aquesta millora seguia progressant fins arribar a un terç dels valors preoperatoris als 3 anys de l'operació, sobretot gràcies a l'augment de la velocitat, ja que el VO_2 no es modificava.

Philbin et al ¹³⁹, en publicacions més recents, adverteixen que els pacients amb artrosi avançada de les EEII solen tenir factors de risc cardiovascular més alts que les persones d'edat similar sense artrosi rellevant. Aquests pacients tenen una capacitat aeròbica més reduïda, en relació al grau de severitat d'afectació articular. Com que solen ser pacients amb sobrepès, sedentaris i amb descondicionament físic, representen una població que comparteix els factors de risc coronari. Els mateixos autors publiquen posteriorment un estudi comparatiu entre pacients afectats de coxartrosi intervinguts amb ATM i d'altres que segueixen tractament mèdic. A pesar que el grup sotmès a recanvi articular partia d'unes condicions clíniques i metabòliques pitjors, després de la intervenció augmentava la durada del test d'exercici, la càrrega màxima tolerada, el VO_2 màx i el percentatge respecte al seu teòric. Aquestes millores es mantenien durant els 2 anys de seguiment de l'estudi, i suggerien un recondicionament cardiovascular en tornar

a fer activitats físiques rutinàries que potser havien abandonat per dolor. Al grup amb tractament mèdic, tot i estar menys afectat, els paràmetres metabòlics anaven empitjorant.

El VO_2 màx és un índex de la capacitat màxima d'exercici de l'individu. L'eficiència mecànica del sistema musculoesquelètic afecta la relació entre el VO_2 i la càrrega, i si és ineficaç requereix un consum energètic muscular més alt, tal com se sap que passa als pacients artròsics durant la marxa. Amb aquest estudi s'introdueix el concepte que la millora en el dolor i la funció articular experimentada després de la artroplàstia permet desenvolupar activitats funcionals i recreatives que no eren possibles abans de la cirurgia, i per tant la intervenció comporta una millora en l'estat de salut ⁷¹. Altres estudis conduïts per aquests mateixos autors en pacients amb coxartrosi o gonartrosi arriben a conclusions similars i adverteixen de la importància de valorar l'impacte dels símptomes artrítics en l'estat cardiovascular a l'hora de decidir la intervenció, ja que el retard pot comportar un empitjorament de l'estat cardiovascular i un major risc a llarg termini de patir malalties coronàries ^{70,72,73,204}.

Brown et al ^{193,205} van trobar que l'índex cardíac i el consum d'oxigen són similars després d'una ATM, mentre que disminueix el consum d'oxigen per minut i augmenta la velocitat de la marxa.

Altres autors van estudiar pacients intervinguts de Girdlestone i pacients pendents d'intervenir-se d'ATG per gonartrosi o artritis reumatoide. Tots els pacients tenien un major VO_2 i una major freqüència cardíaca que la població normal a una determinada velocitat de marxa. Aquest increment de la freqüència cardíaca s'atribueix a la inactivitat motivada per la restricció d'activitat física a causa del dolor, que comporta un desacondicionament físic. Després de la intervenció, la velocitat augmenta de forma significativa i el VO_2 augmenta lleugerament amb la qual cosa, en poder caminar més ràpidament, amb només un petit increment del VO_2 el cost d' O_2 disminueix molt significativament ²⁰⁶.

Macnicol et al ¹²² van estudiar un grup de dones pendents d'ATM i el van comparar amb un grup sa d'edat similar. En general van veure que la velocitat màxima disminuïa amb l'edat; però al grup pendent d'intervenir-se la velocitat mitjana era la meitat que la del grup sa, ja que tenien menor longitud del pas i cadència. A més, el valor de la velocitat màxima era un bon indicador del grau de

discapacitat clínica. D'altra banda, el VO_2 mitjà al grup pendent d'intervenció era significativament superior i el cost energètic per caminar 1 quilòmetre era el doble al grup amb coxartrosi que al grup sa. Després d'operar-se, aquest valor disminuïa de forma molt significativa als 6 mesos, i al cap d'un any mostrava valors similars als del grup control sa. Els requeriments d' O_2 són inversament proporcionals a la velocitat màxima de marxa i així, pacients que podien caminar a més de 4 km/h tenien requeriments d' O_2 similars al grup sa. Després de l'ATM en totes les pacients augmentava la velocitat de marxa. El major guany l'observaven durant els tres primers mesos i en aquelles pacients que abans de l'operació tenien una velocitat de marxa més baixa.

En la mateixa línia d'investigació, McBeath et al ¹²³ van estudiar els resultats al preoperatori i fins als 4 anys de l'ATM i també van registrar augments en la velocitat de marxa i en la puntuació dels tests funcionals, especialment entre els pacients que tenien afectació bilateral, ja que partien de velocitats i puntuacions més baixes i arribaven a valors similars als pacients unilaterals al cap d'un any. La velocitat mitjana autoseleccionada pels pacients als 4 anys de la intervenció era similar a la considerada més eficient (74 m/min). No van trobar canvis valorables en el VO_2 /min però sí en l'eficiència, que millorava, alhora que disminuïa el VO_2 /m als 6 mesos un 129% en els pacients unilaterals i un 108% en els bilaterals, i s'aproximava als valors normals. També atribuïen aquestes millores al fet que la mecànica de marxa millorava en disminuir el dolor i augmentar el balanç articular, fets que permetien augmentar la velocitat de marxa i, per tant, augmentar la distància recorreguda amb un mateix consum energètic. Posteriorment, Grimby ²⁰⁷ va estudiar el cost energètic en diferents condicions discapacitants i va observar que els resultats eren proporcionals al grau de discapacitat per a la marxa, i que la correcció d'aquesta discapacitat també comportava una disminució del VO_2 per unitat de distància, és a dir, una major eficiència, tot i mantenir-se constant el VO_2 per unitat de temps.

Al nostre estudi l'eficiència millora i disminueix globalment un 30% el cost de la marxa. El VO_2 màx augmenta al voltant del 25%, el VO_2 màx/kg el 18%, el VCO_2 màx el 27% i el RQ el 20%.

En pacients sotmesos a recanvi articular del genoll s'han fet estudis semblants que mostren resultats similars, en el sentit que registren disminucions en el VO_2 en caminar a la velocitat autoseleccionada pel malalt, en els quals gairebé es normalitzen els

valors de VO_2 , i en la velocitat màxima tolerada ¹⁸⁸. Igualment, un estudi del cost energètic de la marxa abans i després d'una ATG demostrava que la velocitat de marxa augmentava i el VO_2 pràcticament es normalitzava en pròtesis unicompartmentals, però que no variava en pròtesis totals. Aquesta diferència s'atribuïa al fet que la persona amb patologia degenerativa més severa ja havia adquirit un patró de marxa poc econòmic abans de la intervenció per evitar el dolor, i aquest patró implicava un major VO_2 en caminar més lentament ^{98,191}.

Un treball realitzat per un grup espanyol va comparar el VO_2 en persones afectades de gonartrosi portadores o no d'ATG, i va comprovar que les portadores d'ATG feien un major VO_2 , per a una mateixa velocitat i un mateix pendent, i tenien uns resultats clínics millors alhora que adoptaven una marxa més semblant a la normal. Per la seva banda, els que estaven pendents d'intervenir-se feien un menor VO_2 gràcies a les adaptacions que els permetien fer una marxa més econòmica ²⁰⁸.

Fins i tot hi ha estudis que analitzen els canvis en la resposta metabòlica després d'un programa d'entrenament en pacients afectats de seqüeles d'ictus o de traumatismes cranials, en els quals s'observa que augmenta el VO_2 màxim a pesar de mantenir un mateix VO_2 per a una càrrega determinada. És a dir, no canvia l'eficiència, però sí que s'observa una disminució de la FC en repòs i durant la fase de recuperació i un augment del pols d' O_2 . Tot plegat implica millores en la funció cardiovascular. En general, en individus sans, un programa de condicionament físic produeix canvis en la resposta cardiorespiratòria a l'exercici sense que s'observin canvis en l'eficiència ⁹⁴. També s'ha demostrat que en individus amb insuficiència cardíaca crònica, l'exercici periòdic de moderada intensitat, però que excedeix l'activitat física normal, és suficient per millorar la capacitat d'exercici ⁹⁵. Així, en pacients amb artrosi severa, el fet que una intervenció com el recanvi articular els permeti augmentar la seva activitat física probablement repercuteix en la millora del seu estat cardiovascular.

5.4 DISCUSSIÓ DELS RESULTATS GLOBALS

5.4 DISCUSSIÓ DELS RESULTATS GLOBAIS

Des de fa molts anys està clar que l'avaluació quantitativa de la discapacitat en els pacients amb coxartrosi ha d'incloure algun tipus d'anàlisi de marxa, ja sigui la mesura de l'eficiència metabòlica com el grau d'asimetria en la marxa. Atesa la seva complexitat i l'elevat cost de l'equipament necessari, aquests estudis han quedat limitats a l'àmbit de la investigació durant molt de temps. En aquest sentit, Basmajian ²⁰⁹, com a president del grup de treball d'investigació de la marxa en el *National Institute of Health*, l'any 1977 conclouia que no hi havia fins al moment eines útils fora de l'entorn dels laboratoris d'investigació. Des de llavors la implantació de laboratoris biomecànics per a l'anàlisi del moviment ha estat creixent arreu del món, però aquí a Espanya encara n'hi ha molt pocs.

Si bé és cert que hi ha referències d'estudis de la marxa en portadors d'ATM des de fa quasi 30 anys, no n'hem trobat cap que analitzi conjuntament paràmetres clínics, cinètics i metabòlics.

L'objectiu principal d'aquest estudi ha estat definir quins paràmetres clínics (dades de l'exploració física que són a l'abast de tothom) són predictius de millors resultats pel que fa als paràmetres cinètics i als paràmetres metabòlics de la marxa. Pensàvem que poder arribar a seleccionar unes quantes variables clíniques que tinguessin una bona correlació amb els indicadors de bon resultat biomecànic podria ser d'utilitat per als clínics que haguessin d'avaluar aquest tipus de pacients i que no disposessin del temps o de l'utilitat necessaris per dur a terme aquests estudis més complexos. S'ha de tenir en compte que amb aquests estudis s'obtenen moltes dades i és molt important seleccionar aquelles que reflecteixin d'una forma més acurada el grau de discapacitat per a cada patologia en concret. Cal tenir en compte que les variables escollides per a una patologia determinada de l'aparell locomotor poden no ser les més vàlides per a una altra ¹¹⁵.

Quan s'investiga un tipus determinat de marxa anòmala, s'ha de fer l'anàlisi de correlació múltiple per tal d'identificar els paràmetres clau que poden ajudar a diferenciar els canvis en la funció articular deguts a la patologia subjacent. La importància relativa d'aquests paràmetres es pot establir també amb una anàlisi discriminant que permet sospesar-los adequadament i millorar la sensibilitat de la separació de dades ¹⁷⁷.

Revisant la bibliografia trobem estudis que pretenen identificar els paràmetres més predictius de la funció de marxa per tal d'obtenir un índex funcional que discrimini entre població sana i població afectada de coxopatia ^{53,136,210}. Un estudi de la Clínica Mayo reduïa a 7 les variables predictives i obtenia una equació que permetia classificar l'individu en una o altra població. D'aquestes variables, 4 eren paràmetres cinemàtics, 2 cinètics (els pics de la força vertical i la força anterior a l'enlairament) i un temporoespacial (la relació entre la longitud del pas i la de l'extremitat inferior) ¹³⁶. Un altre estudi més recent va definir 5 paràmetres per a la població amb displàsia de maluc: la longitud de la gambada, la flexió del genoll, la força màxima medial i el temps fins al segon pic lateral. El mateix estudi va definir 8 variables per a la coxartrosi primària: adducció i rotació interna del maluc, pic vertical del xoc de taló, temps fins al pic vertical de l'enlairament dels dits, temps fins al pic horitzontal anterior, temps fins al primer i segon pics laterals i rotació de la pelvis ⁵³.

Un estudi publicat l'any 1987 va analitzar quins paràmetres de la marxa, obtinguts amb plataformes de força, discriminaven millor entre una extremitat amb coxartrosi i una extremitat sana, i van trobar uns valors predictius entre el 60 i 80% ²¹⁰.

A l'estudi de Mattsson et al ¹⁸⁸ en pacients amb gonartrosi, així com a l'estudi previ en pacients amb coxartrosi ⁹⁸, les millores en les puntuacions del test clínic després d'una ATG es correlacionaven amb la disminució del dolor i la percepció de l'esforç i no amb l'increment de la velocitat de marxa, la disminució del cost energètic o les característiques del pas. L'opinió dels pacients sobre el resultat no es correlacionava amb els canvis mesurats, però sí amb el dolor. És a dir, van trobar poca correlació entre els paràmetres clínics i el cost energètic, a l'igual de McBeath et al ¹²³. En persones amb gonartrosi moderada, les millores en les característiques del pas (longitud de la gambada, freqüència del pas, temps de recolzament unipodal i capacitat de càrrega) eren degudes al fet que aquests paràmetres depenien de la velocitat de marxa, i que millorava, però no es correlacionaven amb la disminució del cost d'oxigen o amb la millora en la puntuació dels tests clínics. El cost d'oxigen però, sí que es correlacionava amb el dolor de marxa. En resum, per al seguiment clínic convencional, la velocitat autoseleccionada de marxa i la mesura del dolor eren els paràmetres més útils per reflectir l'eficàcia del tractament quant a la capacitat de marxa.

Vaz et al ¹²⁰ van estudiar les possibles correlacions entre la força dels músculs abductors i altres paràmetres, i van trobar una correlació baixa ($r < 0,40$) amb la coixesa i la puntuació de Harris i moderada (r al voltant de 0,50) amb el test de 6 minuts de marxa.

Long et al ¹³⁷ l'any 1993 afirmaven que no hi havia correlació entre les característiques del pas al preoperatori o al postoperatori i l'afluïxament durant el seguiment. Però sí que van trobar relació entre els electromiogrames patològics al postoperatori i l'afluïxament asèptic, i van concloure que els factors pronòstics de reintervenció eren el deteriorament de la puntuació de Harris i un patró electromiogràfic anormal al postoperatori, cosa més freqüent en pacients joves i més actius.

Als estudis d'Olsson i col·laboradors ^{22,118} es buscaven correlacions entre els paràmetres clínics i els de marxa. La majoria de correlacions amb els paràmetres clínics es trobaven amb la força vertical màxima i la velocitat, seguit de la durada del cicle de marxa i la cadència. Les durades del suport unipodal i del doble suport tenien menor correlació que la durada total de la fase de recolzament. Pel que fa a la velocitat, que consta de la cadència i la longitud del pas, era la cadència la que mostrava una major correlació amb el dolor i la funció. Concretament, obtenien correlacions entre la satisfacció subjectiva del pacient i tots els paràmetres de la marxa, excepte el temps de recolzament. El dolor es correlacionava amb la menor freqüència del pas, la força vertical màxima, la velocitat i la fase de suport unipodal i la major durada del cicle i el doble suport. Amb el dolor de càrrega disminuïen els mateixos paràmetres, a més de la durada del cicle de marxa i la longitud del pas. Hi havia correlació entre la coixesa preoperatoria i la major durada del doble suport, i entre el signe de Trendelenburg postoperatori i una menor força vertical màxima. La distància caminada al preoperatori es correlacionava amb la longitud del pas i el temps de suport unipodal. Activitats que requereixen més mobilitat que la marxa, com ara asseure's i posar-se les sabates, tenien poca correlació amb paràmetres de la marxa, mentre que la presència de deformitats com ara contractures i dismetries no hi tenien correlació. La puntuació de Harris, la velocitat màxima de marxa, el temps per pujar escales i els ajuts de marxa es correlacionaven molt amb totes les variables de la marxa, i són paràmetres sensibles i fàcils de mesurar en l'examen clínic.

En un altre estudi realitzat a Itàlia, Benedetti et al ²¹¹, com els autors previs, van observar també que la velocitat influïa molt en

els valors de longitud de la gambada, la durada del cicle i la cadència així com en els valors de quasi totes les forces de reacció. Van veure que en augmentar l'edat, disminueix la longitud de la gambada i la velocitat de marxa, alhora que augmenta el valor de la força vertical mínima i disminueix el segon pic anteroposterior. Les dones caminen amb menor longitud de gambada, menys velocitat i major cadència, i registren uns valors de força vertical i mediolaterals inferiors als homes.

Igualment, Collins i Whittle ⁶⁵ van trobar correlacions entre l'índex de càrrega i la velocitat, la cadència i la longitud del pas, en aquest ordre. Els canvis als paràmetres temporoespacials es correlacionaven amb la disminució del dolor i de la coixesa i l'augment de la distància caminada ¹⁸⁹.

En un treball conduït per Boardman et al ¹⁴⁴ publicat l'any 2002, es passaven dos tests de qualitat de vida, el SF-36 i el WOMAC, i els correlacionaven amb la distància caminada al test de 6 minuts de marxa, la velocitat i la simetria de la marxa. Aquests dos últims paràmetres reflecteixen l'eficiència de la marxa d'un pacient. Els autors obtenien una bona correlació entre els increments de la distància caminada i de la velocitat i les millores als dos tests de qualitat de vida; però no hi havia correlació amb la millora de la simetria de la marxa. També hi havia bona correlació entre els valors absoluts de la distància caminada, la velocitat i la simetria i els valors absoluts dels tests.

L'any 1974 Stauffer et al ³⁴ van concloure que hi havia una correlació inversa entre el grau i el nombre d'articulacions de les extremitats inferiors afectades i la velocitat, la cadència i la longitud del pas.

Wiesman et al ²¹² van veure que les variables de marxa que correlacionaven millor amb la clínica eren la durada de la fase de recolzament unipodal i la durada de la fase de recolzament total.

McBeath et al ¹²³ conclouien que la velocitat de la marxa autoseleccionada pel pacient era un índex satisfactori de l'eficiència de la marxa. Al seu estudi van trobar una correlació significativa entre la velocitat i la puntuació total del test clínic utilitzat, entre el $\text{VO}_2 \cdot \text{m}^{-1}$ i la puntuació total del test i entre la velocitat i el $\text{VO}_2 \cdot \text{m}^{-1}$ al pre i postoperatori. Més recentment, Fusi et al ²⁰¹ també obtenien una bona correlació entre la velocitat autoseleccionada de marxa i la puntuació del test clínic. Aquest autors van definir un Índex Locomotor, entès com la relació entre el consum d'oxigen d'un

pacient caminant a la seva velocitat confortable de marxa i el consum d'oxigen d'un subjecte sa de la mateixa edat a la mateixa velocitat. Al seu estudi, però, no van trobar correlació entre aquest índex i la velocitat autoseleccionada pel pacient intervingut d'ATM.

Maire et al ¹⁵⁹, en un treball publicat recentment, en el qual feien una anàlisi de correlació, van trobar que el pic de VO₂ i la distància caminada en un test de 6 minuts tenien una associació significativa amb l'estat funcional.

Mattsson et al ¹²⁴ amb una anàlisi de regressió múltiple, resumien que l'afectació unilateral i el sexe femení eren indicadors d'un resultat clínic millor. La velocitat de marxa al postoperatori era més elevada si l'afectació era unilateral i si, a més a més, ja partien de velocitats altes al preoperatori. La velocitat baixa al preoperatori i el pes corporal elevat prediuen un VO₂ alt, així com l'existència de complicacions al postoperatori o l'afectació bilateral. Contràriament, un estudi més recent indica que les dones tenen un resultat clínic pitjor, igual que aquells pacients que han patit complicacions al postoperatori o tenen un diagnòstic que no és d'artrosi ⁵⁸.

A la nostra mostra també eren els pacients amb afectació unilateral aquells que van mostrar uns resultats finals millors, i també es va constatar que ja partien d'un estat funcional millor. Però si teníem en compte el guany relatiu respecte al preoperatori, observàvem que els pacients amb afectació bilateral obtenien un increment més gran. Aquests pacients amb coxartrosi bilateral, un cop intervinguts d'ambdós malucs, també eren els que caminaven més metres i toleraven velocitats més altes i pendents més pronunciats amb menors FC i RQ màx.

Els paràmetres clínics van millorar de forma semblant en homes i dones. En canvi, els paràmetres temporoespacials, cinètics i metabòlics van millorar més en els homes.

Les correlacions que indicaven millors resultats entre aquelles variables que van tenir canvis estadísticament significatius i clínicament rellevants es van donar entre els paràmetres clínics següents: la menor edat, el sexe masculí, la millora en el dolor, la millor puntuació de les escales funcionals i de TO i la major flexió del maluc. En concordança amb la literatura referent a gonartrosi i coxartrosi, els canvis en les puntuacions de les escales clíniques dels nostres malalts es correlacionen amb els canvis en les puntuacions del dolor, però no en canvi amb els canvis de les característiques del pas. En alguns estudis els autors no van trobar

relació entre les millores de les escales clíniques i els canvis a la velocitat ni el cost energètic de la marxa ^{188,98}. D'altres, com nosaltres, sí que van observar aquesta relació ^{22,118,123,144}.

Els paràmetres de marxa temporoespacials i cinètics en general no van mostrar grans canvis ni moltes correlacions amb els paràmetres clínics ni metabòlics. Els més indicatius de millora van ser l'increment de l'efecte de càrrega, la disminució del TD, l'augment de la LP i de la força anteroposterior màx (Fx màx) del costat intervingut. En un altre estudi de pacients sotmesos a osteotomia intertrocantèria sí que es va trobar una correlació entre l'augment de la longitud del pas i la resolució del dolor de càrrega ²¹³. Pel que fa a l'ATG, s'ha trobat correlació entre l'augment de la longitud del pas i la velocitat amb la disminució del dolor ¹⁹².

L'augment de la màxima velocitat de marxa i del màxim pendent tolerats amb el consegüent increment dels metres caminats a la prova d'esforç, tenien correlació amb quasi tots els indicadors de millora.

Quant als indicadors de major capacitat i tolerància a l'esforç, l'increment als valors màxims cardiorespiratoris de la FC, VO₂, VCO₂, RQ, RER i METs i la millor eficiència de la marxa, és a dir, el menor VO₂/Kg/m, van ser les variables que millor es van correlacionar amb la resta.

6. CONCLUSIONS

1.-SOBRE LA HIPÒTESI DE TREBALL

A. L'ATM aconseguix una disminució del 30% del cost d'O₂ als 6 mesos de la intervenció.

B. L'ATM millora tots els paràmetres temporoespacials i alguns aspectes de les forces de reacció del terra durant el cicle de la marxa.

2.-SOBRE ELS OBJECTIUS

La relació homes:dones de la nostra mostra va ser 2,6:1, la qual cosa confirma que hi ha un major nombre d'ATM entre els homes.

L'edat mitjana era entorn dels 64 anys, és a dir, es tracta d'individus relativament joves, potser perquè es van descartar aquells amb comorbiditat que limités la capacitat d'esforç per poder realitzar una ergometria. Els homes eren lleugerament més joves, així com també ho eren els pacients amb coxartrosi unilateral.

L'IMC era majoritàriament de sobrepès o obesitat tipus I, fet que es correlaciona amb la major incidència d'artrosi en les articulacions de càrrega.

La meitat dels pacients tenien una activitat laboral que requeria un esforç físic considerable. El 60% ja eren pensionistes en el moment de la intervenció, encara que el 27% d'ells eren menors de 65 anys. Dos terços dels que treballaven tenien intenció de reincorporar-se a la feina habitual en finalitzar el seguiment.

La gran majoria vivia amb la família; la meitat dels pacients va manifestar que tenia barreres arquitectòniques per accedir al domicili.

El diagnòstic que va motivar l'ATM amb més freqüència va ser la coxartrosi primària, tal i com està descrit a la literatura.

El 86% patien malalties cròniques que no eren limitants de la capacitat d'esforç en el moment de l'estudi.

Tots els pacients van ser intervinguts per dos cirurgians seguint la mateixa via d'abordatge i la mateixa tècnica quirúrgica.

La incidència de complicacions ha estat del 42%. Les més freqüents han estat la TVP i/o el TEP, que es van registrar en el 20% dels processos.

L'estada mitjana va ser de 18 dies, encara que els estudis més recents mostren una tendència a reduir els dies d'ingrés.

Al preoperatori l'extremitat afectada era 1 cm més curta. Al postoperatori es va prescriure alça per compensar dismetries majors a 0,5 cm en el 40% dels casos.

La mitjana de sessions de fisioteràpia va ser de 40, incloses les realitzades durant l'ingrés hospitalari. La mitjana de sessions d'hidroteràpia va ser de 29 i de teràpia ocupacional va ser de 5.

Les puntuacions de l'EVA abans i després de la prova d'esforç disminuïen de forma marcada després de l'ATM. Les millores eren similars per a ambdós sexes i més marcades als pacients amb coxartrosi unilateral que als pacients amb afectació bilateral. També la disminució en el consum d'analgèsics avalava aquesta millora en el dolor, ja que als sis mesos de la intervenció el 71% no en necessitava. Les dones en seguien prenent més que els homes.

Les puntuacions de les escales funcionals i el test de teràpia ocupacional van millorar entre un 30% i un 45% al postoperatori, fet que suposa un canvi estadísticament molt significatiu i clínicament molt rellevant. Les millores eren molt semblants per a ambdós sexes, que arribaven a nivells funcionals molt similars. Els pacients amb afectació unilateral van ser els que van obtenir més guanys i millors puntuacions finals de la mostra.

Els canvis als ajuts de marxa no són valorables ja que durant els sis primers mesos es recomanava l'ús d'almenys un bastó, per evitar la càrrega total sobre l'articulació.

Pel que fa al BA, la flexió de maluc va millorar uns 20°, i va assolir valors totalment funcionals, tot i que inferiors als de l'extremitat sana. L'extensió va millorar uns 2°, i es va aconseguir corregir parcialment un flexe de 15° en un pacient. L'abducció va augmentar 12° de mitjana i l'adducció 10°, aconseguint valors similars als del maluc sa. La rotació externa s'incrementà en 10°, essent al final similar al cantó sa, i l'interna també augmentà 10°, si bé no aconseguia els valors de l'altre maluc. No es van observar canvis en el BA del genoll durant el procés. En analitzar per sexes la flexió de maluc, vam veure que les dones partien de valors més baixos però guanyaven més graus i arribaven a valors similars als dels homes. Els portadors d'ATM bilateral eren els que obtenien més guanys relatius, però els unilaterals eren els que tenien major flexió en valors absoluts.

No es van enregistrar asimetries clínicament rellevants a la cuixa ni a la cama.

Els músculs que no van recuperar un BM simètric són: el recte anterior del quàdriceps, els glutis major i mitjà i el TFL. En aquest sentit la revisió de la literatura confirma que, si bé s'obtenen millores significatives als músculs abductors ja als 6 mesos de l'ATM, no s'arriba als valors de l'extremitat sana ni al cap d'un any de la intervenció.

Amb l'estudi dels paràmetres temporoespacials es va confirmar la disminució del temps de doble recolzament i del temps del pas, alhora que hi havia un augment de la longitud del pas. Si bé no podíem obtenir un registre directe de la velocitat de la marxa, aquests canvis, tenint en compte que el pacient caminava a la seva velocitat confortable de marxa, són indicadors d'un increment en la velocitat de marxa. Els homes tenien menor temps de doble recolzament, major temps del pas i major longitud del pas que les dones. Els portadors d'ATM bilateral eren els que tenien major longitud del pas, menor temps del pas i menor temps de doble recolzament de l'estudi, paràmetres tots ells indicadors d'una marxa més normalitzada.

En el postoperatori es van enregistrar valors de temps de suport unipodal molt similars entre ambdues EEII, tot i que encara inferiors als de la EI sana. Aquest paràmetre indica major capacitat de tolerar càrrega de pes per part de l'extremitat afectada. Als homes, el temps de suport entre ambdues EEII era més simètric que a les dones.

El registre de les forces de reacció del terra va mostrar pocs canvis estadísticament significatius. Es va confirmar la capacitat de fer una marxa més enèrgica en augmentar les diferències en el registre de la força vertical (F_z), especialment entre la vall i l'enlairament del peu. Això ha comportat uns canvis en la gràfica que ha passat de ser aplanada a tenir forma de M, fet que es tradueix en una marxa més dinàmica, amb major impuls. Aquest fet era també més marcat als homes i als portadors d'ATM bilateral.

Pel que fa a les forces anteroposteriors (F_x), es va apreciar un increment en la força anterior màxima de l'EI intervinguda i de la força posterior mínima o de frenada de l'EI sana, que es relacionaria amb l'augment de la velocitat de la marxa.

No es van trobar diferències significatives en les forces mèdiolaterals (F_y).

Si bé vam trobar algunes diferències estadísticament significatives als coeficients de Fourier, és difícil la seva traducció clínica per la qual cosa no els vam analitzar.

La FC i el VT de la fase de repòs eren lleugerament inferiors al postoperatori, fet que indica d'un millor acondicionament físic.

A la fase d'esforç es van trobar molts canvis significatius. En general, augmentaven tots els paràmetres càrdiorespiratoris, cosa que indica una major capacitat de l'individu per fer la prova d'esforç. De la mateixa manera, al preoperatori només 3 individus superaven el llindar anaeròbic, mentre que al postoperatori el superaven 21.

En analitzar l'augment relatiu vam veure que, mentre el VO_2 i VC_2/Kg augmentaven entre un 22% i 25%, la distància caminada en metres s'incrementava un 33% i la velocitat màxima tolerada augmentava un 30% respecte al preoperatori. Amb tot això s'aconseguia una marxa amb menor cost d' O_2 i major eficiència. Concretament, a la nostra mostra, la disminució mitjana del cost energètic de la marxa o $VO_2/Kg/m$, va ser d'un 30% als 6 mesos de l'ATM. A més, si tenim en compte que al postoperatori els pacients toleraven pendents del 3%, aquest menor cost d' O_2 per metre és més rellevant. Els homes tenien un increment superior dels metres caminats i toleraven una major velocitat i un major pendent que les dones; no obstant aquests tenien menor FC màx. i un menor RQ. En aquest sentit, els homes feien majors VO_2 i VCO_2 , però la marxa era més eficient que a les dones, probablement pel major increment de la LP. Els portadors d'ATM bilateral eren els que caminaven més metres i toleraven majors velocitats i pendents però arribaven a menor FC i RQ màx. També feien majors VO_2 i VO_2/Kg però l'eficiència era similar per als tres grups.

A la fase de recuperació s'obtenien canvis semblants als de la prova d'esforç.

En resum, es demostren les hipòtesis plantejades a l'inici de l'estudi:

- A. L'ATM aconsegueix una disminució del 30% del cost d' O_2 als 6 mesos de la intervenció.**
- B. L'ATM millora tots els paràmetres temporoespacials i alguns aspectes de les forces de reacció del terra durant el cicle de la marxa.**

Els paràmetres de l'exploració física, les escales funcionals i el dolor subjectiu del pacient milloren de forma rellevant després de l'ATM.

Els resultats finals són semblants en homes i dones, si bé als homes els paràmetres cinètics i ergomètrics tenen una millora superior.

Els pacients amb coxopatia unilateral eren els que obtenien els millors resultats clínics, si bé el guany relatiu dels afectats de coxopatia bilateral era superior ja que partien d'una capacitat funcional pitjor.

La velocitat de la marxa, els metres caminats i la puntuació del dolor o el consum d'analgèsics en el postoperatori són els paràmetres més fàcils de mesurar i que resulten més útils per avaluar l'eficàcia de l'ATM pel que fa a la reducció del cost energètic de la marxa. Així, canvis en escales tan fàcils d'aplicar com l'EVA i el test de 6 minuts de marxa poden ser indicadors de canvis en paràmetres cinètics i metabòlics.

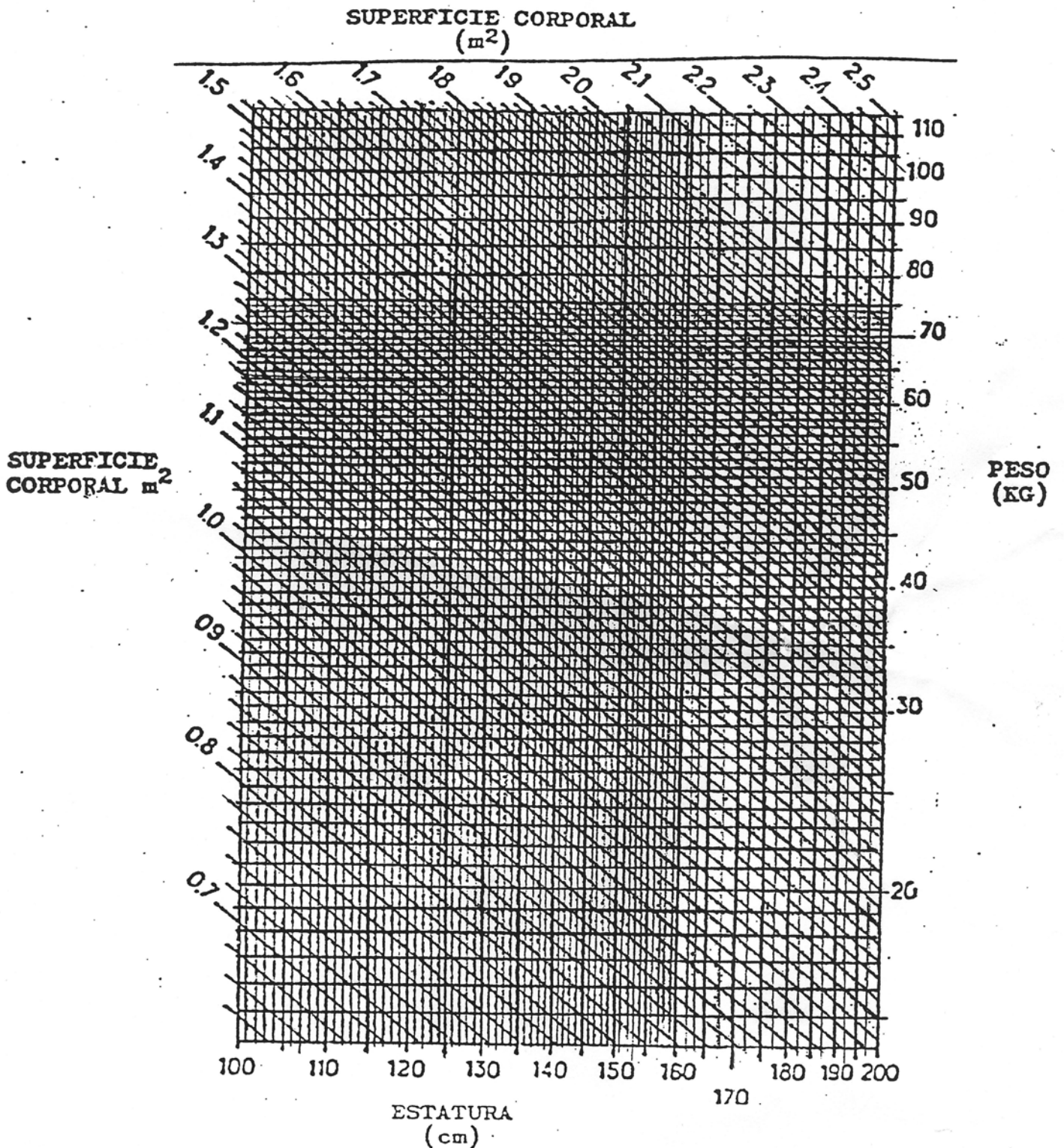
La durada de la fase de recolzament unipodal, indicadora de la capacitat de càrrega de l'extremitat, i la durada del recolzament total també tenen bona correlació amb els paràmetres clínics.

Tal com queda de manifest al darrer Consensus de l'any 1995, queden qüestions pendents, com ara quins dissenys protèsics i quins materials són més efectius per a cada grup de pacients, i quines tècniques quirúrgiques i de RHB porten als millors resultats a llarg termini ⁹³. Però globalment queda demostrat que l'ATM és útil, no només perquè disminueix el dolor de càrrega sinó també perquè millora l'eficàcia de la marxa alhora que en disminueix el seu cost energètic, la qual cosa probablement implica repercussions en l'esperança de vida de l'individu.

Cal esmentar que només disposàvem de dues plataformes de pressió, i això ha comptat que no poguéssim estudiar tot el cicle de marxa, la qual cosa ha suposat algunes limitacions a l'hora de treure conclusions pel que fa a la seva simetria i a alguns paràmetres temporoespacials com ara el temps del pas de cada extremitat inferior.

7. ANNEXOS

- 7.1 Normograma de superfície corporal**
- 7.2 Consum normal d'oxigen**
- 7.3 Escala visual analògica**
- 7.4 Qüestionari de Johanson**
- 7.5 Índex de Lequesne i Samson**
- 7.6 Test de teràpia ocupacional**



Se traza una línea horizontal desde la escala de pesos y una línea vertical desde la escala de estatura; del punto de intersección de estas dos líneas se proyecta otra, en sentido diagonal, para determinar el área de la superficie corporal.

NOTA: Este nomograma está basado en la siguiente fórmula de Dubois:

$$\text{Superficie corporal (m}^2\text{)} = 0,071 \times 84P^{0.725} \times H^{0.725}$$

Siendo: P = peso corporal en kg y H = estatura en cm.

NOMOGRAMA PARA DETERMINAR EL AREA DE LA SUPERFICIE CORPORAL

CONSUMO NORMAL DE OXIGENO - DETERMINACION BASAL

Edad Consumo normal de oxígeno por minuto y m² de superficie corporal

Edad	Varones		Hembras	
	millimoles	litres (N)	millimoles	litres (N)
6 years	approx. 9.28	approx. 0.208	approx. 9.05	approx. 0.202
9 years	approx. 8.39	approx. 0.188	approx. 7.90	approx. 0.177
10 years	8.21	0.184	7.72	0.173
11 years	8.03	0.180	7.58	0.170
12 years	7.72	0.173	7.27	0.153
13 years	7.41	0.166	6.96	0.155
from 14 to 16 years	7.14	0.160	6.65	0.149
from 16 to 18 years	6.65	0.149	6.25	0.140
from 18 to 20 years	6.33	0.142	5.89	0.132
from 20 to 40 years	6.11	0.137	5.71	0.128
from 40 to 50 years	5.98	0.134	5.57	0.125
from 50 to 60 years	5.80	0.130	5.44	0.122
from 60 to 70 years	5.71	0.128	5.26	0.118
from 70 to 80 years	5.49	0.123	5.13	0.115

↑
X sup Corporal

↑
X sup Corporal

TABLA 4.

Frecuencia cardiaca máxima en función de la edad.

años Leeftijd (jaren)	maximale f _H	relatieve maximum - f _H
20-29	195	170
30-39	185	160
40-49	175	150
50-59	165	140
≥ 60	155	130

Tabla 5



1. Considerando de todas las formas que su artritis de cadera le afecta, marque (x) en la escala cómo se encuentra.

0	25	50	75	100
Muy bien	Bien	Regular	Mal	Muy mal

2. ¿Durante el pasado mes cómo describiría usted el dolor usual de su artritis de cadera?
- Muy severo
 - Severo
 - Moderado
 - Suave
 - Ninguno
3. ¿Durante el pasado mes con cuánta frecuencia ha tomado medicación para su artritis?
- Siempre
 - Muy a menudo
 - Bastante a menudo
 - Algunas veces
 - Nunca
4. ¿Durante el pasado mes, con cuánta frecuencia ha tenido dolor de artritis severa en su cadera?
- Cada día
 - Varios días por semana
 - Un día por semana
 - Un día por mes
 - Nunca
5. ¿Con cuánta frecuencia ha tenido dolor de artritis en reposo o sentado o tumbado?
- Cada día
 - Varios días por semana
 - Un día por semana
 - Un día por mes
 - Nunca
6. ¿Cuánta distancia puede usted caminar sin descansar a causa del dolor de su artritis de cadera?
- Incapaz de caminar
 - Menos de una manzana
 - 1 a 10 manzanas
 - 10 a 20 manzanas
 - Ilimitada
7. ¿Cuánta ayuda necesita usted para caminar?
- Incapaz de caminar
 - Camina solo con ayuda de alguien
 - Dos muletas o andador todos los días
 - Dos muletas o andador varios días por semana o menos
 - Dos muletas o andador un día por semana o menos
 - Bastón o una muleta cada día
 - Bastón o una muleta varios días por semana
 - Bastón o una muleta un día por semana
8. ¿Con cuánta dificultad sube usted o baja un piso de escaleras a causa de su artritis de cadera?
- Incapaz
 - Requiere ayuda de alguien
 - Requiere un bastón o muleta
 - Requiere pasamanos
 - Sin dificultad

9. ¿Con cuánta dificultad se pone sus zapatos y calcetines a causa de su artritis de cadera?
- A) Incapaz
 - B) Requiere ayuda de alguien
 - C) Requiere un calzador largo y alcanzador
 - D) Alguna dificultad pero no necesita ayudas
 - E) Sin dificultad
10. ¿Es usted capaz de utilizar transporte público?
- A) No por mi artritis de cadera
 - B) No por alguna otra razón
 - C) Si, soy capaz de usar transporte público
11. Cuando se baña o se ducha al lavarse con una esponja cuánta ayuda necesita?
- A) No necesita ayuda
 - B) Ayuda al lavarse una parte del cuerpo como espalda o pierna
 - C) Ayuda al lavarse más de una parte del cuerpo
12. ¿Si tiene los transportes necesarios puede salir de compras de comestibles o ropas?
- A) Sin ayuda. (Haciendo todas las compras usted mismo).
 - B) Con alguna ayuda (necesita a alguien que vaya con usted para ayudarle a todos los viajes de compras)
 - C) Completamente incapaz para hacer cualquier compra
13. ¿Si usted tiene utensilios y electrodomésticos (aspiradora, fregona etc.) puede usted utilizarlos en el trabajo de casa?
- A) Sin ayuda (puede limpiar suelos, ventanas, frigorífico, etc.)
 - B) Con alguna ayuda puede realizar trabajos domésticos ligeros pero necesita alguna ayuda con los pesados)
 - C) Completamente incapaz de realizar cualquier tarea doméstica
14. ¿Con cuánta facilidad puede realizar las trasferencias
- A) Capaz de entrar y salir de la cama o de una silla, sin ayuda de otra persona
 - B) Necesita ayuda de otra persona para entrar o salir de la cama o silla
 - C) Incapaz de levantarse de la cama

Índice algo-funcional de Lequesne para la exploración de las rodillas

A CONSERVAR

1. Dolor o molestia

A. Nocturno	Puntos
Ninguno _____	0
Solamente al moverse o en ciertas posturas _____	1
Hasta sin moverse _____	2

B. Rigidez matinal	
Menos de un minuto _____	0
Menos de un cuarto de hora _____	1
Más de un cuarto de hora _____	2

C. ¿Se incremento el dolor al estar de pie o al caminar?	
No _____	0
Sí _____	1

D. Dolor al andar	
Después de cierta distancia _____	1
Desde el principio y de manera creciente _____	2

E. Dolor o molestia	
Para levantarse de un asiento, sin la ayuda de los brazos _____	1

2. Distancia máxima que puede caminar (incluido con dolor)

Limitado, pero superior a 1 km _____	1
Aproximadamente 1 km (unos 15 minutos) _____	2
500 a 900 m (7 a 15 minutos) _____	3
300 a 500 m _____	4
100 a 300 m _____	5
Menos de 100 m _____	6
Necesita un bastón o una muleta _____	+ 1
Necesita 2 bastones o muletas _____	+ 2

3. Otras dificultades *

¿Puede subir un piso? _____	0 a 2
¿Puede bajar un piso? _____	0 a 2
¿Puede agacharse completamente o permanecer de rodillas? _____	0 a 2
¿Puede andar sobre un terreno irregular? _____	0 a 2

TOTAL 0-24

Valoración :

0 = Fácilmente

1 (de 0,5 a 1,5) = Sí, pero con dificultad

2 = Imposible

PROTOCOLO DE TERAPIA OCUPACIONAL EN PTC

Nombre														
Protocolo	fecha intervención / /													
fecha	PRE / /					POST / /					ALTA / /				
	0	1	2	3	NA	0	1	2	3	NA	0	1	2	3	NA
HIGIENE	<input type="text"/>					<input type="text"/>					<input type="text"/>				
VESTIDO															
ponerse p. inferior	<input type="text"/>					<input type="text"/>					<input type="text"/>				
quitarse "	<input type="text"/>					<input type="text"/>					<input type="text"/>				
ponerse calcetines	<input type="text"/>					<input type="text"/>					<input type="text"/>				
quitarse "	<input type="text"/>					<input type="text"/>					<input type="text"/>				
ponerse zapatos	<input type="text"/>					<input type="text"/>					<input type="text"/>				
quitarse "	<input type="text"/>					<input type="text"/>					<input type="text"/>				
atar/desatar zapatos	<input type="text"/>					<input type="text"/>					<input type="text"/>				
TRANSFERENCIAS															
W.C.	<input type="text"/>					<input type="text"/>					<input type="text"/>				
bañera	<input type="text"/>					<input type="text"/>					<input type="text"/>				
entrar en la cama	<input type="text"/>					<input type="text"/>					<input type="text"/>				
salir de la cama	<input type="text"/>					<input type="text"/>					<input type="text"/>				
silla	<input type="text"/>					<input type="text"/>					<input type="text"/>				
sofa	<input type="text"/>					<input type="text"/>					<input type="text"/>				
entrar al coche	<input type="text"/>					<input type="text"/>					<input type="text"/>				
salir del coche	<input type="text"/>					<input type="text"/>					<input type="text"/>				
ACTIVIDADES															
cojer obj. del suelo	<input type="text"/>					<input type="text"/>					<input type="text"/>				
	Total					Total					Total				

- PUNTUACION
- 0. independiente
 - 1. independiente con dificultad
 - 2. parcialmente dependiente de alguien
 - 3. totalmente dependiente de alguien
 - No puede
- NA necesita adaptación

8. BIBLIOGRAFIA

8. BIBLIOGRAFIA

1. Kingston R, Walsh MG. (2001). The evolution of hip replacement surgery. Ir Med J, 94(1);94(1). Disponible a:) http://www.imj.ie/news_detail.php?nNewsId=1679&nVolId=55. [Consulta 10/11/2005].
2. Marston R. (2003). Hip and revision hip replacement. Capital Orthopaedics. Disponible a:) <http://www.capitaldoctor.com/pdf%20files/jun1.pdf>. [Consulta: 10/11/2005].
3. Harkess JW. Artroplastia de cadera. A: Terry Canale S, editor. Campbell. Cirugía Ortopédica. 9ª ed. Barcelona: Harcourt Brace de España; 1998. p. 297-472.
4. Coventry MB. Lessons learned in 30 years of total hip arthroplasty. Clin Orthop 1992;274:22-9.
5. Midland Medical Technologies. Bromsgrove. Disponible a:) http://www.midmedtec.co.uk/total_hip_history.htm. [Consulta 10/11/2005].
6. Tronzo RG. Cirugía de la cadera. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana; 1980.
7. Sodha S, Garino JP, Christians M, Daniel B, Faustin C. (2001). Concepts of the modern ceramic on ceramic total hip arthroplasty and early results. UPOJ,14. Disponible a:) <http://www.uphs.upenn.edu/ortho/oj/2001/html/oj14sp01p1.html>. [Consulta 10/11/2005].
8. Dejoz R, Gil A. Articulación de la cadera. A: Instituto de Biomecánica de Valencia: Biomecánica articular y sustituciones protésicas. Valencia: Martin Impresores; 1998. p. 233-325.
9. Kozinn SC, Wilson PD. Patología de la cadera en el adulto y sustitución total de la cadera. Clinical Symposia 1989;39(5):1-32.
10. Steinberg ME. La cadera. Diagnóstico y tratamiento de su patología. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana; 1993.
11. Kendall FP, Kendall E, Provance PG. Músculos. Pruebas, funciones y dolor postural. 4ª ed. Madrid: Marbán Libros; 2000.

12. Testut L, Latarjet A. Anatomía humana. Tomo I. Barcelona: Salvat; 1979.
13. Sobotta J, Becher H. Atlas de anatomía humana. Tomo I. Barcelona: Toray; 1974.
14. Nas Ser Eftekhari, MD. FACS. Principles of total hip arthroplasty. Saint Louis: Mosby; 1978.
15. NIH Consensus Conference. Total hip replacement. NIH Consensus Development Panel on Total Hip Replacement. JAMA 1995;273(24):1950-6.
16. Darnault A, Parance C. Coxartrosis. Técnicas e indicaciones de la rehabilitación en el tratamiento médico y quirúrgico. A: Simonnet J, editor. Enciclopedia Médico-Quirúrgica. París: Elsevier; 1991; 26-295-A-10: 18 p.
17. Harris WH. The first 32 years of total hip arthroplasty. One surgeon's perspective. Clin Orthop 1992;274:6-11.
18. Müller ME. Lessons of 30 years of total hip arthroplasty. Clin Orthop 1992;274:12-21.
19. Gallart X, Ramón R, Suso R, Combalá A, Riba J, García S, et al. Vía clínica de la prótesis total de cadera. Clínica Osteoarticular 2000;III(1):15-9.
20. Paul JP. Techniques of gait analysis. Proc R Soc Med 1974;67(5):401-4.
21. Murray MP, Drought B, Kory R. Walking patterns of normal men. J Bone Joint Surg [Am] 1964;46(2):335-60.
22. Olsson E. Gait analysis in hip and knee surgery. Scand J Rehabil Med 1986;15 Suppl:1-55.
23. Inman V, Ralston H, Todd F. Human walking. Baltimore: Williams Wilkins; 1981.
24. Ramos Cristobal JA. Contribución al estudio de la marcha humana. [Tesi doctoral]. Zaragoza: Universidad de Zaragoza; 1991.
25. Sánchez-Lacuesta J, Prat J, Hoyos JV, Viosca E, Soler-Gracia C, Comín M, et al. Biomecánica de la marcha humana normal y patológica. Valencia: Martín Impresores; 1993.
26. Saunders M, Inman V, Eberhart H. The major determinants in normal and pathological gait. J Bone Joint Surg [Am] 1953;35(3):543-58.

27. Chambers HG, Sutherland DH. Guia práctica para el análisis de la marcha. J Am Acad Orthop Surg (Ed Esp) 2002;1:288-97.
28. Plas F, Viel E, Blanc Y. La marcha humana. Cinesiología dinámica, biomecánica y patomecánica. Barcelona: Masson; 1984.
29. LeVeau BF. Biomechanics of human motion. Philadelphia: WB Saunders; 1992.
30. García Raimundo M. Generación de patrones anatomofuncionales de marcha humana normal, basada en el empleo de técnicas estroboscópicas y plataformas dinamométricas. [Tesi doctoral]. Valencia; 1987.
31. Perry J. Gait analysis: normal and pathological function. Thorofare, New Jersey: Slack; 1992.
32. Sutherland DH, Olshen RA, Biden EN, Wyatt MP. The development of mature walking. London: Mac Keith Press; 1988.
33. Kerrigan C, Schaufele M, Wen MN. Gait Analysis. A: DeLisa JA, editor. Rehabilitation Medicine: principles and practice. 3ª ed. Philadelphia: Lippincott-Raven Publishers; 1998. p. 167-86.
34. Stauffer RN, Smidt GL, Wadsworth JB. Clinical and biomechanical analysis of gait following Charnley total hip replacement. Clin Orthop 1974;99:70-7.
35. Madsen MS, Ritter MA, Morris HH, Meding JB, Berend ME, Faris PM, et al. The effect of total hip arthroplasty surgical approach on gait. J Orthop Res 2004;22(1):44-50.
36. Chao EY, Kaufman KR, Cahalan TD, Stauffer RN. Comparison of objective gait analysis and clinical evaluation in total hip replacement patients. Proceedings non-cemented total hip arthroplasty: the bone interface. Bristol-Myers/Zimmer Orthopaedic Symposium. Phoenix, Arizona, 1987.
37. Kim SH, Chung MK, Ahn JC. Quantitative gait analysis after total hip replacement. Orthopaedics 1994;2(6):551-9.
38. Cardona JM. Estudio clínico, radiológico y cinemático tridimensional de la marcha en pacientes portadores de artroplastia total de cadera no cementada tipo Mittelmeier. [Tesi Doctoral]. Barcelona: Universitat de Barcelona; 1991.

39. Wiedmer L, Langer T, Knusel O. Gait pattern of patients with hip arthritis. *Orthopade* 1992;21(1):35-40.
40. Boudriot U, Paschalidis T, Schmitt J, Lengsfeld M. Systematic analysis of ground reaction forces before and after hip and knee arthroplasty. *Biomed Tech* 2003;48(11):325-30.
41. Murray M, Brewer B, Zuege R. Kinesiologic measurement of functional performance before and after McKee-Farrar total hip replacement. *J Bone Joint Surg [Am]* 1972;54(2):237-56.
42. Berman AT, Quinn RH, Zarro VJ. Quantitative gait analysis in unilateral and bilateral total hip replacements. *Arch Phys Med Rehabil* 1991;72(3):190-4.
43. Keen M. Early development and attainment of normal mature gait. *J P O* 1993;5(2):35-8.
44. Fish DJ, Nielsen JP. Clinical assessment of human gait. *J P O* 1993;5(2):39-48.
45. Simon SR, Triesmann HW, Burdett RG, Ewald FC, Sledge CB. Quantitative gait analysis after total knee arthroplasty for monarticular degenerative arthritis. *J Bone Joint Surg [Am]* 1983;65(5):605-13.
46. Viladot Voegeli, A. Estudio de la marcha humana. A: Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor. Barcelona: Springer-Verlag Ibérica; 2001. p. 243-59.
47. Isakov E, Burger H, Krajnik J, Gregoric M, Marincek C. Influence of speed on gait parameters and on symmetry in trans-tibial amputees. *Prosthet Orthot Int* 1996;20(3):153-8.
48. Hirokawa S. Normal gait characteristics under temporal and distance constraints. *J Biomed Eng* 1989;11(6):449-56.
49. Marey EJ. De la locomotion terrestre chez les bipèdes et les quadrupèdes. *J Anat Physiol* 1873;9:42.
50. Braune CW, Fischer O. Der gang des menschen. *Abhandl Math-Phys Cl Sächs Gesellsch Wissensch Teil L* 1904;1:1895.
51. Winter DA, Greenlaw RK, Hobson, DA. Television-computer analysis of kinematics of human gait. *Comput Biomed Res* 1972;5(5):498-504.

52. Karpovich PV, Karpovich GP. Electrogoniometer. A new device for study of joints in action. Fed Proc 1959;18:79.
53. Giannini S, Catani F, Benedetti MG, Leardini A. Gait analysis: methodologies and clinical applications. Amsterdam: IOS Press; 1994.
54. Murray MP, Gore DR, Brewer BJ, Mollinger LA, Sepic SB. Joint function after total hip arthroplasty: a four-year follow-up of 72 cases with Charnley and Müller replacements. Clin Orthop 1981;157:119-24.
55. Fetto JF. (2000). The evolution of joint implants. Advances in orthopedics, 2(2). Disponible a:) <http://www.orthopedictechreview.com/issues/feb00/pg20.htm>. [Consulta 10 nov 2005].
56. Portnoy HD. (2004). Yoursurgery.com. Disponible a:) <http://www.yoursurgery.com/ProcedureDetails.cfm?BR=5&Proc=27>. [Consulta: 10/11/2005].
57. Allepuz A, Espallargues M, Salvador X. Registre d'artroplasties de Catalunya. Resultats de l'anàlisi del conjunt mínim bàsic de dades a l'alta hospitalària (CMBDAH). Gener 2006. Barcelona: Agència d'Avaluació de Tecnologia i Recerca Mèdiques, núm. 38. p. 6-8.
58. Martí-Valls J, Alonso J, Lamarca R, Pinto JL, Auleda J, Girvent R, et al. Efectividad y costes de la intervención de prótesis total de cadera en siete hospitales de Cataluña. Med Clin (Barc) 2000;114 Suppl 2:34-9.
59. Franzen H, Johnsson R, Nilsson LT. Impaired quality of life 10 to 20 years after primary hip arthroplasty. J Arthroplasty 1997;12(1):21-4.
60. Berman AT, Zarro VJ, Bosacco SJ, Israillite C. Quantitative gait analysis after unilateral or bilateral total knee replacement. J Boint Joint Surg [Am] 1987;69(9):1340-5.
61. Catani F, Benedetti MG, Binazzi R, De Zerbi M, Leardini A, Giannini S. Functional evaluation in total hip replacement patients. Chir Organi Mov 1998;83(4):349-57.
62. Tanaka Y. Gait analysis of patients with osteoarthritis of the hip and the those with total hip arthroplasty. Biomed Mater Eng 1998;8(3-4):187-96.
63. Cardona JM, Fernández JJ, Orán J, Sánchez M. Estudio cuantitativo de la marcha en pacientes portadores de

- artroplastia total de cadera. *Avances Traumatol* 1994;24(2):92-5.
64. Budsberg SC, Chambers JN, Lue SL, Foutz TL, Reece L. Prospective evaluation of ground reaction forces in dogs undergoing unilateral total hip replacement. *Am J Vet Res* 1996;57(12):1781-5.
 65. Collins JJ, Whittle MM. Influence of gait parameters on the loading of the lower limb. *J Biomed Eng* 1989;11(5):409-12.
 66. Rosler J, Perka C. The effect of anatomical positional relationships on kinetic parameters after total hip replacement. *Int Orthop* 2000;24(1):23-7.
 67. Calderón Montero FJ, Benito Peinado PJ. Ergoespiometría: paradigma del análisis de la respuesta integrada al ejercicio dinámico. *Selección* 2001;10(1):27-42.
 68. Wasserman K, Hansen JE, Sue DY, Whipp BJ, Casaburi R. *Principles of exercise testing and interpretation*. 2ª ed. Malvern: Lea & Febiger; 1994.
 69. Philbin EF, Ries MD, French TS. Feasibility of maximal cardiopulmonary exercise testing in patients with end-stage arthritis of the hip and knee prior to total joint arthroplasty. *Chest* 1995;108(1):174-81.
 70. Philbin EF, Groff GD, Ries MD. Preoperative fitness of total hip and knee arthroplasty patients. *Arthritis Rheum* 1993;36 Suppl 9:85.
 71. Ries MD, Philbin EF, Groff GD, Sheesley KA, Richman JA, Lynch F Jr. Effect of total hip arthroplasty on cardiovascular fitness. *J Arthroplasty* 1997;12(1):84-90.
 72. Ries MD, Philbin EF, Groff GD. Relationship between severity of gonarthrosis and cardiovascular fitness. *Clin Orthop* 1995;313:169-76.
 73. Philbin EF, Groff GD, Ries MD, Miller TE. Cardiovascular fitness and health in patients with end-stage osteoarthritis. *Arthritis Rheum* 1995;38(6):799-805.
 74. Agre JC. Testing the capacity to exercise in disabled individuals. *Cardiopulmonary and neuromuscular models*. A: Frontera WR, editor. *Exercise in rehabilitation medicine*. Human kinetics. Champaign, 1999;105-27.

75. Kay RM, Dennis S, Rethlefsen S, Reynolds RA, Skaggs DL, Tolo VT. The effect of preoperative gait analysis on orthopaedic decision making. *Clin Orthop* 2000;372:217-22.
76. Kay RM, Dennis S, Rethlefsen S, Skaggs DL, Tolo VT. Impact of postoperative gait analysis on orthopaedic care. *Clin Orthop* 2000;374:259-64.
77. Hardinge K. La cadera. A: Evans DK, editor. *Técnicas en Cirugía Ortopédica*. Barcelona: Edika Med; 1994. p. 184-205.
78. Francis ChW, Pellegrini VD, Totterman A. Prophylaxis of deep-venous thrombosis after total hip replacement. Comparison of warfarine versus deltaparine. *J Bone Joint Surg [Am]* 1997;79(9):1365-72.
79. Planes A, Vochelle N, Darmon JY, Fagola M, Bellaud M, Huet Y. Risk of deep-venous thrombosis after hospital discharge in patients having undergone total hip replacement: double-blind randomised comparison of enoxaparin versus placebo. *Lancet* 1996;348(9022):224-8.
80. Fernández A, Martínez F, Cabañas L, Cabiol J, Castellet E, Gilabert J, et al. Profilaxis de la enfermedad tromboembólica venosa en cirugía ortopédica y traumatológica. *Rev Iberoamer Tromb Hemostasia* 1999;12(2):71-6.
81. Waugh T. Arthroplasty rehabilitation. A: Goodgold J, editor. *Rehabilitation Medicine*. St. Louis: Mosby Company; 1988. p. 457-67.
82. Brent Brotzman S, Cameron HU, Boolos M. Rehabilitation after total joint arthroplasty. A: Brent Brotzman S, editor. *Handbook of orthopaedic rehabilitation*. St. Louis: Mosby-Year Book; 1996. p. 317-47.
83. Martínez A, García MC. Escalas de valoración funcional de la articulación de la cadera. *Rehabilitación* 1994;28(6):448-55.
84. Carlsson AM. Assesment of chronic pain. Aspects of the reliability and validity of the visual analogue scale. *Pain* 1983;16(1):87-101.
85. Hiskisson EC. Measurement of pain. *Lancet* 1974;2:1127-31.
86. Seymour RA. The use of pain scales in assessing the efficacy of analgesics in postoperative dental pain. *Eur J Clin Pharmacol* 1982;23(5):441-4.

87. Johanson NA, Charlson ME, Szatrowski TP, Ranawat S. A self-administered hip-rating questionnaire for the assessment of outcome after total hip replacement. *J Bone Joint Surg [Am]* 1992;74(4):587-97.
88. Lequesne MG, Samson M. Indices of severity in osteoarthritis for weight bearing joints. *J Rheumatol* 1991;27 Suppl:16-18.
89. McGavin C, Gupta SP, Lloyd E, McHardy G. Twelve-minute walking test for assessing disability in chronic bronchitis. *Brit Med J* 1976;1 (6013):822-3.
90. Campbell J, Robertson E. *Clinical exercise testing*. Philadelphia: W.B.Saunders; 1975.
91. Silver JK, Frontera WR. *Essentials of Physical Medicine and Rehabilitation. Review & Self Assessment*. Philadelphia: Elsevier; 2003.
92. Beaver WL, Wasserman K, Whipp BJ. A new method for detecting anaerobic threshold by gas exchange. *J Appl Physiol* 1986;60(6):2020-7.
93. Forriol F, Vaquero J, Gómez L. Estudio cinético de la marcha con bloqueo articular de la rodilla. *Rehabilitación* 1991;25(1):13-6.
94. Hunter M, Tomberlin J, Kirkikis C, Kuna ST. Progressive exercise testing in closed head -injured subjects: comparison of exercise apparatus in assessment of a physical conditioning program. *Phys Ther* 1990;70(6):363-71.
95. Kiilavuori K, Sovijarvi A, Naveri H, Ikonen T, Leinonen H. Effect of physical training on exercise capacity and gas exchange in patients with chronic heart failure. *Chest* 1996;110(4):985-91.
96. Adamopoulos S, Coats AJ, Brunotte F, Arnolda L, Meyer T, Thompson CH, et al. Physical training improves skeletal muscle metabolism in patients with chronic heart failure. *J Am Coll Cardiol* 1993;21(5):1101-6.
97. Hambrecht R, Niebauer J, Fiehn E, Kalberer B, Offner B, Hauer K, et al. Physical training in patients with stable chronic heart failure: effects on cardiorespiratory fitness and ultrastructural abnormalities of leg muscles. *J Am Coll Cardiol* 1995;25(6):1239-49.

98. Mattsson E. Energy cost of level walking. *Scand J Rehabil Med* 1989;23 Suppl:1-48.
99. Hattori T, Yamazaki S, Honjo H, Miki S, Hori M, Sawai K, et al. Gait analysis after total hip replacement for osteoarthritis. A: Matsui H, Kobayashi K editors. *Biomechanics VIII A*. Illinois: Human Kinetics; 1983. p. 503-9.
100. Lewis CG. Total hip arthroplasty. *Bull Rheum Dis* 1994;43(7):7.
101. Murray MP, Gore DR, Brewer BJ, Zuege RC, Gardner GM. Comparison of functional performance after McKee-Farrar, Charnley and Müller total hip replacement. A six-month follow-up of one hundred sixty-five cases. *Clin Orthop* 1976;121:33-43.
102. Hirsch HS. Total joint replacement: a cost-effective procedure for the 1990s. *Med Health R I* 1998;81(5):162-4.
103. Fitzpatrick R, Shorthall E, Seulpher M, Murray D, Morris R, Lodge M, et al. Primary total hip replacement surgery: a systematic review of outcomes and modelling of cost-effectiveness associated with different prosthesis. *Health Technol Assess* 1998;2(20):1-64.
104. Keisu. K, Lindgren JU. Outcome of total hip arthroplasties with cement. Results after implantation of the Harris Design 2 prosthesis, 1983-1985. *J Arthroplasty* 1996;11(7):789-96.
105. Wejkner B, Stenport J. Charnley total hip arthroplasty. A ten-to 14-year follow-up study. *Clin Orthop* 1988;231:113-9.
106. Faulkner A, Kennedy LG, Baxter K, Donovan J, Wilkinson M, Bevan G. Effectiveness of hip prostheses in primary total hip replacement: a critical review of evidence and an economic model. *Health Technol Assess* 1998;2(6):1-133.
107. Herberts P, Ahnfelt L, Malchau H, Strömberg C, Andersson BJ. Multicenter clinical trials and their value in assessing total joint arthroplasty. *Clin Orthop* 1989;249:48-55.
108. Joshi AB, Porter ML, Trail IA, Hunt LP, Murphy JC, Hardinge K. Long-term results of Charnley low-friction arthroplasty in young patients. *J Bone Joint Surg [Br]* 1993;75(4):616-23.

109. Schulte KR, Callaghan JJ, Kelley SS, Johnston RC. The outcome of Charnley total hip arthroplasty with cement after a minimum twenty-year follow-up. The results of one surgeon. *J Bone Joint Surg [Am]* 1993;75(7):961-75.
110. Anchuela J, Gómez L, Ferrer M, Dankloff C. Análisis cinético de la marcha tras la artroplastia de rodilla. *Rehabilitación* 1999;33(3):180-9.
111. Ortega E, Hernández MA, Tena-Dávila C, Alcántara S, Rodríguez F. Resultados funcionales en la artroplastia de cadera a los seis meses de la intervención. *Rehabilitación* 1998;32(4):241-6.
112. Kirwan JR, Currey HL, Freeman MA, Snow S, Young PJ. Overall long-term impact of total hip and knee joint replacement surgery on patients with osteoarthritis and rheumatoid arthritis. *Br J Rheumatol* 1994;33(4):357-60.
113. Benroth R, Gawande S. Patient-reported health status in total joint replacement. *J Arthroplasty* 1999;14(5):576-80.
114. Pacault-Legendre V, Courpied JP. Survey of patient satisfaction after total arthroplasty of the hip. *Int Orthop* 1999;23(1):23-30.
115. Wall JC, Ashburn A, Klenerman L. Gait analysis in the assessment of functional performance before and after total hip replacement. *J Biomed Eng* 1981;3(2):121-7.
116. Murray MP, Brewer BJ, Gore DR, Zuege RC. Kinesiology after McKee-Farrar Total Hip Replacement. A two year follow-up of one hundred cases. *J Boint Joint Surg [Am]* 1975;57(3):337-42.
117. Skinner HB. Pathokinesiology and total joint arthroplasty. *Clin Orthop* 1993;288:78-86.
118. Olsson E, Goldie I, Wykman A. Total hip replacement. A comparison between cemented (Charnley) and non-cemented (HP Garches) fixation by clinical assessment and objective gait analysis. *Scand J Rehabil Med* 1986;18(3):107-16.
119. Isobe Y, Okuno M, Otsuki T, Yamamoto K. Clinical study on arthroplasties for osteoarthritic hip by quantitative gait analysis. Comparison between total hip arthroplasty and bipolar endoprosthesis arthroplasty. *Biomed Mater Eng* 1998;8(3-4):167-75.

120. Vaz MD, Kramer JF, Rorabeck CH, Bourne RB. Isometric hip abductor strength following total hip replacement and its relationship to functional assessments. *J Orthop Sports Phys Ther* 1993;18(4):526-31.
121. Pugh LGCE. The oxygen intake and energy cost of walking before and after unilateral hip replacement, with some observations on the use of crutches. *J Bone Joint Surg [Br]* 1973;55(4):742-5.
122. Macnicol MF, McHardy R, Chalmers J. Exercise testing before and after hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg [Br]* 1980;62(3):326-31.
123. McBeath A, Bahrke M, Balke B. Walking efficiency before and after total hip replacement as determined by oxygen consumption. *J Bone Joint Surg [Am]* 1980;62(5):807-10.
124. Mattsson E, Broström LA, Linnarsson D. Walking efficiency after cemented and non cemented total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1990;254:170-9.
125. Mesko JW, Goodman FG, Stanescu S. Total articular replacement arthroplasty. A three-to ten-year case-controlled study. *Clin Orthop* 1994;300:168-77.
126. Hawker GA, Wright JG, Coyte PC, Williams JI, Harvey B, Glazier R, et al. Differences between men and women in the rate of use of hip and knee arthroplasty. *N Engl J Med* 2000;342(14):1016-22.
127. Melton LJ III, Stauffer RN, Chao EYS, Ilstrup DM. Rates of total hip arthroplasty: a population-based study. *N Engl J Med* 1982;307:1242-5.
128. Brander VA, Malhotra S, Jet J, Heinemann AW, Stulberg SD. Outcome of hip and knee arthroplasty in persons aged 80 years and older. *Clin Orthop* 1997;345:67-78.
129. Chan CL, Villar RN. Obesity and quality of life after primary hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg [Br]* 1996;78(1):78-81.
130. Pai VS. Significance of the Trendelenburg test in total hip arthroplasty. Influence of lateral approaches. *J Arthroplasty* 1996;11(2):174-9.
131. Horstmann T, Martini F, Knak J, Mayer F, Sell S, Zacher J, et al. Isokinetic force-velocity curves in patients following implantation of an individual total hip prosthesis. *Int J Sports Med* 1994;15 Suppl 1:64-9.

132. Boettcher WG. Total hip arthroplasties in the elderly. Morbidity, mortality and cost effectiveness. *Clin Orthop* 1992;274:30-4.
133. Murray WR. Results in patients with total hip replacement arthroplasty. *Clin Orthop* 1973;95:80-90.
134. Gogia PP, Christensen CM, Schmidt C. Total hip replacement in patients with osteoarthritis of the hip: improvement in pain and functional status. *Orthopedics* 1994;17(2):145-50.
135. Wykman A, Olsson E. Walking ability after total hip replacement. A comparison of gait analysis in unilateral and bilateral cases. *J Bone Joint Surg [Br]* 1992;74(1):53-6.
136. Kaufman KR, Chao EY, Cahalan TD, Askew LJ, Bleimeyer RR. Development of a functional performance index for quantitative gait analysis. *Biomed Sci Instrum* 1987;23:49-55.
137. Long WT, Dorr LD, Healy B, Perry J. Functional recovery of noncemented total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1993;288:73-7.
138. Ritter MA, Fechtman RW, Keating EM, Faris PM. The use of a hip score for evaluation of the results of total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 1990;5(2):187-9.
139. Philbin EF, Ries MD, Groff GD, Sheesley KA, French TS, Pearson TA. Osteoarthritis as a determinant of an adverse coronary heart disease risk profile. *J Cardiovasc Risk* 1996;3(6):529-33.
140. Yildiz C, Yanmis I, Tunay S, Cuhadar A, Atesalp AS, Gur E. Evaluation of unilateral total hip arthroplasty by a quantitative analysis of gait. *Acta Orthop Traumatol Turc* 2002;36(1):58-62.
141. Mella-Sousa M, Aguilar-Cortes F, Bocanegra E, Domecq G, Moleon M. Mid-term results in total hip arthroplasty with the basic noncemented hip prosthesis. *Orthopedics* 2001;24(11):1053-6.
142. Ritter MA, Albohm MJ, Keating EM, Faris PM, Meding JB. Comparative outcomes of total joint arthroplasty. *J Arthroplasty* 1995;10(6):737-41.
143. Wiklund I, Romanus B. A comparison of quality of life before and after arthroplasty in patients who had arthrosis of the hip joint. *J Bone Joint Surg [Am]* 1991;73(5):765-9.

144. Boardman DL, Dorey F, Thomas BJ, Lieberman JR. The accuracy of assessing total hip arthroplasty outcomes. *J Arthroplasty* 2000;15(2):200-4.
145. March LM, Cross MJ, Lapsley H, Brnabic AJ, Tribe KL, Bachmeier CJ, et al. Outcomes after hip or knee replacement surgery for osteoarthritis. A prospective cohort study comparing patients'quality of life before and after surgery with age-related population norms. *Med J Aust* 1999;171(5):235-8.
146. Bourne RB, Rorabeck CH, Laupacis A, Feeny D, Wong C, Tugwell P, et al. A randomized clinical trial comparing cemented to cementless total hip replacement in 250 osteoarthritic patients: the impact on health related quality of life and cost effectiveness. *Iowa Orthop J* 1994;14:108-14.
147. Shields RK, Enloe LJ, Leo KC. Health related quality of life in patients with total hip or knee replacement. *Arch Phys Med Rehabil* 1999;80(5):572-9.
148. Rissanen P, Aro S, Slatis P, Sintonen H, Paavolainen P. Health and quality of life before and after hip or knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 1995;10(2):169-75.
149. Wykman A, Olsson E, Axdorph G, Goldie I. Total hip arthroplasty. A comparison between cemented and press-fit noncemented fixation. *J Arthroplasty* 1991;6(1):19-29.
150. Perrin T, Dorr LD, Perry J, Gronley J, Hull DB. Functional evaluation of total hip arthroplasty with five-to ten-year follow-up evaluation. *Clin Orthop* 1985;195:252-60.
151. Strickland EM, Fares M, Krebs DE, Riley PO, Givens-Heiss DL, Hodge WA, et al. In vivo acetabular contact pressures during rehabilitation, Part I: Acute phase. *Phys Ther* 1992;72(10):691-9.
152. Hodge WA, Fijan RS, Carlson KL, Burgess RG, Harris WH, Mann RW. Contact pressures in the human hip joint measured in vivo. *Proc Natl Acad Sci USA* 1986;83(9):2879-83.
153. Wirtz DC, Heller KD, Niethard FU. Biomechanical aspects of load-bearing capacity after total endoprosthesis replacement of the hip joint. An evaluation of current

- knowledge and review of the literature. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 1998;136(4):310-6.
154. Hesse S, Sonntag D, Bardeleben A, Kading M, Roggenbruck C, Conradi E. The gait of patients with full weightbearing capacity after hip prosthesis implantation on the treadmill with partial body weight support, during assisted walking and without crutches. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 1999;137(3):265-72.
 155. Sonntag D, Uhlenbrock D, Bardeleben A, Kading M, Hesse S. Gait with and without forearm crutches in patients with total hip arthroplasty. *Int J Rehabil Res* 2000;23(3):233-43.
 156. Patterson AJ, Murphy NM, Nugent AM, Finlay OE, Nicholls DP, Boreham CA, et al. The effect of minimal exercise on fitness in elderly women after hip surgery. *Ulster Med J* 1995;64(2):118-25.
 157. Scherak O, Kolarz G, Wottawa A, Maager M, el Shohoumi M. Effect of inpatient rehabilitation measures on patients with total hip endoprostheses—evaluation 15 months after operation. *Acta Med Austriaca* 1996;23(4):142-5.
 158. Scherak O, Kolarz G, Wottawa A, Maager M, el Shohoumi M. Comparison between early and late inpatient rehabilitation measures after implantation of total hip endoprostheses. *Rehabilitation* 1998;37(3):123-7.
 159. Maire J, Faillenot-Maire AF, Grange C, Dugue B, Tordi N, Parratte B, et al. A specific arm-interval exercise program could improve the health status and walking ability of elderly patients after total hip arthroplasty: a pilot study. *J Rehabil Med* 2004;36(2):92-4.
 160. Stanic U, Herman S, Merhar J, Demsar H, Kljajic N, Malezic M, et al. Evaluation of rehabilitation of patients with total hip replacement. *IEEE Trans Rehab Eng* 1993;1:86-93.
 161. Bilotta TW, Fusaro I, Osti R, Mari G. Rehabilitation treatment in cemented and cementless prostheses. *Chir Organi Mov* 1992;77(4):447-9.
 162. Wang AW, Gilbey HJ, Ackland TR. Perioperative exercise programs improve early return of ambulatory function after total hip arthroplasty: a randomized, controlled trial. *Am J Phys Med Rehabil* 2002;81(11):801-6.

163. Gilbey HJ, Ackland TR, Wang AW, Morton AR, Trouchet T, Tapper J. Exercise improves early functional recovery after total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 2003;408:193-200.
164. Shih CH, Du YK, Lin YH, Wu CC. Muscular recovery around the hip joint after total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1994;302:115-20.
165. Reardon K, Galea M, Dennett X, Choong P, Byrne E. Quadriceps muscle wasting persists 5 months after total hip arthroplasty for osteoarthritis of the hip: a pilot study. *Intern Med J* 2001;31(1):7-14.
166. Chandler RW, Dorr LD, Perry J. The functional cost of dislocation following total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1982;168:168-72.
167. Laughman RK, Askew LJ, Bleimeyer RR, Chao EY. Objective clinical evaluation of function. Gait analysis. *Phys Ther* 1984;64(12):1839-45.
168. Murray MP, Mollinger LA, Sepic SB, Gardner GM, Linder MT. Gait patterns in above-knee amputee patients: hydraulic swing control vs constant-friction knee components. *Arch Phys Med Rehabil* 1983;64(8):339-45.
169. Hamill J, Bates BT, Knutzen KM. Ground reaction force symmetry during walking and running. *Med Sci Sports Exerc* 1983;15(2):170.
170. Engsberg JR, Tedford KG, Harder JA, Mills JP. Timing changes for stance, swing and double support in a recent below-knee amputee child. *Pediatr Exerc Sci* 1990;2(3):255-62.
171. Murray MP, Kory R, Clarkson B. Walking patterns in healthy old men. *J Gerontol* 1969;24(2):169.
172. Murray MP, Kory R, Sepic SB. Walking patterns of normal women. *Arch Phys Med Rehabil* 1970;51(11):637-50.
173. Öberg T, Karsznia A, Öberg K. Basic gait parameters: reference data for normal subjects 10-79 years of age. *J Rehabil Res Dev* 1993;30(2):210-23.
174. Brandstater ME, deBruin H, Gowland C, Clark BM. Hemiplegic gait: analysis of temporal variables. *Arch Phys Med Rehabil* 1983;64(12):583-7.

175. Herzog W, Nigg BM, Read LJ, Olson E. Kinematic symmetry of the lower limbs. *Arch Phys Med Rehabil* 1984;65(4):155-8.
176. Jacobs NA, Skorecki J, Charnley J. Analysis of the vertical component of force in normal and pathological gait. *J Biomech* 1972;5(1):11-34.
177. Chao EY, Laughman RK, Schneider E, Stauffer R. Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking. *J Biomech* 1983;16(3):219-33.
178. Kyriazis V, Rigas C. Temporal gait analysis of hip osteoarthritic patients operated with cementless hip replacement. *Clin Biomech* 2002;17(4):318-21.
179. Murray MP, Gore DR, Clarkson BH. Walking patterns of patients with unilateral hip pain due to osteoarthritis and avascular necrosis. *J Bone Joint Surg [Am]* 1971;53(2):259-74.
180. Gore DR, Murray MP, Sepic SB, Gardner GM. Walking patterns of men with unilateral surgical hip fusion. *J Bone Joint Surg [Am]* 1975;57(6):759-65.
181. Hirsch C, Goldie I. Walkway studies after intertrochanteric osteotomy for osteoarthritis of the hip. *Acta Orthop Scand* 1969;40(3):334-45.
182. Loizeau J, Allard P, Duhaime M, Landjerit B. Bilateral gait patterns in subjects fitted with a total hip prosthesis. *Arch Phys Med Rehabil* 1995;76(6):552-7.
183. Baon L. Gait analysis after total hip prosthetic replacement. [Tesi doctoral]. Stockholm: Karolinska Institute; 1976.
184. Perron M, Malouin F, Moffet H, McFadyen BJ. Three-dimensional gait analysis in women with a total hip arthroplasty. *Clin Biomech* 2000;15(7):504-15.
185. Ortega Klein J. Estudio de la marcha en la coxartrosis unilateral de cadera. [Tesi doctoral]. Madrid: Facultad de Medicina de Alcalá de Henares; 1995.
186. Stanic U, Herman S, Merhar J, Demsar H, Kljajic N, Malezic M, et al. Gait evaluation method in patients with implanted hip prostheses. *Proceedings of Medicon*; 1992. Milano.
187. Herman S, Stanic U, Merhar J, Demsar H, Kljajic N. Interpretation of pre-operative and post-operative results of

- gait in patients with total hip replacement. Proceedings of Medicom; 1992. Milano.
188. Mattsson E, Olsson E, Broström LA. Assessment of walking before and after unicompartmental knee arthroplasty. A comparison of different methods. *Scand J Rehab Med* 1990;22(1):45-50.
 189. Andersson GB, Andriacchi TP, Galante JO. Correlations between changes in gait and in clinical status after knee arthroplasty. *Acta Orthop Scand* 1981;52(5):569-73.
 190. Khodadadeh S. Calculation of gait parameters direct from force plate readings. *J Med Eng Technol* 1994;18(1):22-8.
 191. Mattsson E, Broström LA, Linnarsson D. Change in walking ability after knee replacement. *Int Orthop* 1990;14(3):277-80.
 192. Kroll MA, Otis JC, Sculpo TP. The relationship of stride characteristics to pain before and after total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 1989;239:191-5.
 193. Brown MB, Batten C, Porell D. Efficiency of walking after total hip replacement. *Orthop Clin North Am* 1978;9(2):364-7.
 194. Rigas C, Xenakis T. Pre-and post-operative gait analysis of hip osteoarthritic patients fitted with ceramic Autophor total hip replacement. *Eng Med* 1988;17(1):3-6.
 195. Ayora Rodríguez M. Contribución al análisis paramétrico de la marcha humana normal. Influencia de la cadencia, sexo, edad y morfología de la huella plantar. [Tesi doctoral]. Barcelona: Universidad Autónoma de Barcelona; 1989.
 196. Madsen MS, Ritter MA, Morris HH, Meding JB, BerendME, Faris PM, et al. The effect of total hip arthroplasty surgical approach on gait. *J Orthop Res* 2004;22(1):44-50.
 197. Bach CM, Winter P, Nogler M, Gobel G, Wimmer C, Ogon M. No functional impairment after Robodoc total hip arthroplasty: gait analysis in 25 patients. *Acta Orthop Scand* 2002;73(4):386-91.
 198. Gotze C, Sippel C, Rosenbaum D, Hackenberg L, Steinbeck J. Objective measures of gait following revision hip arthroplasty. First medium-term results 2.6 years after surgery. *Z Orthop IhreGrenzgeb* 2003;141(2):201-8.

199. Meyer K, Hajric R, Samek L, Baier M, Lauber P, Betz P, et al. Cardiopulmonary exercise capacity in healthy normals of different age. *Cardiology* 1994;85(5):341-51.
200. Linnarsson D, Mattsson E, Eklöf L, Broman L, Broman M, Broström LA. Determination of the oxygen cost of level walking. *Clin Physiol* 1989;9(1):1-10.
201. Fusi S, Campailla E, Causero A, di Prampero PE. The locomotory index: a new proposal for evaluating walking impairments. *Int J Sports Med* 2002;23(2):105-11.
202. Gussoni M, Margonato V, Ventura R, Veicsteinas A. Energy cost of walking with hip joint impairment. *Phys Ther* 1990;70(5):295-301.
203. Arborelius MM, Carlsson AS, Nilsson BE. Oxygen intake and walking speed before and after total hip replacement. *Clin Orthop* 1976;121:113-5.
204. Ries MD, Philbin EF, Groff GD, Sheesley KA, Richman JA, Lynch F. Improvement in cardiovascular fitness after total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg [Am]* 1996;78(11):1696-701.
205. Brown M, Hislop H, Waters R, Porell B. Walking efficiency before and after total hip replacement. *Phys Ther* 1980;60(10):1259-63.
206. Waters R, Perry J, Conaty P, Lunsford B, O'Meara P. The energy cost of walking with arthritis of the hip and knee. *Clin Orthop* 1987;214:278-84.
207. Grimby G. On the energy cost of achieving mobility. *Scand J Rehab Med* 1983;9 Suppl:49-54.
208. Cardona JM, Sánchez M, Orán J, Gómez A, Charlez A, Zamora JM, et al. Coste energético en gonartrosis y prótesis total de rodilla. *Rev Esp Cir Osteoart* 1996;31(185):225-9.
209. Basmajian JV. National Institute of Health and Gait Research Workshop. DHEW Publication No. (NIH) 1977;78-119. p. 195.
210. Fortin PR, Clarke AE, Joseph L, Liang MH, Tanzer M, Ferland D, et al. Outcomes of total hip and knee replacement: preoperative functional status predicts outcomes at six months after surgery. *Arthritis Rheum* 1999;42(8):1722-8.

211. Khodadadeh S. Statistical analysis of osteoarthritic gait. *Med Biol Eng Comput* 1988;26(1):92-5.
212. Benedetti MG, Catani F, Leardini A, Pignotti E, Giannini S. Data management in gait analysis for clinical applications. *Clin Biomech* 1998;13(3):204-15.
213. Katz JN, Wright EA, Guadagnoli E, Liang MH, Karlson EW, Cleary PD. Differences between men and women undergoing major orthopedic surgery for degenerative arthritis. *Arthritis Rheum* 1994;37(5):687-94.
214. Lieberman JR, Dorey F, Shekelle P, Schumacher L, Kilgus DJ, Thomas BJ, et al. Outcome after total hip arthroplasty. Comparison of a traditional disease-specific and a quality-of-life measurement of outcome. *J Arthroplasty* 1997;12(6):639-45.
215. Collert S. Results after intertrochanteric osteotomy in osteoarthritis of the hip. [Tesi doctoral]. Stockholm: Karolinska Institute; 1974.
216. Wiesman HJ Jr, Simon SR, Ewald FC, Thomas WH, Sledge CB. Total hip replacement with and without osteotomy of the greater trochanter. Clinical and biomechanical comparisons in the same patients. *J Bone Joint Surg [Am]* 1978;60(2):203-10.