

UNIVERSITAT AUTÒNOMA DE BARCELONA

FACULTAT DE MEDICINA

DEPARTAMENT DE CIRURGIA

**INFLUÈNCIA DE L'ALÇADA PROTÈSICA EN LA CAPACITAT DE
CONSOLIDACIÓ DE LES TUBEROSITATS EN LES HEMIARTROPLÀSTIES
PER FRACTURES DE L'HÚMER PROXIMAL**

Treball presentat per

Carlos Torrens i Cánovas

Per optar al grau de Doctor en Medicina i Cirurgia.

Directors: Prof. Enric Cáceres i Palou, Prof. Antoni Navarro i Quilis

Barcelona 2008

ENRIC CACERES i PALOU Catedràtic de Cirurgia Ortopèdica i Traumatologia de la Facultat de Medicina de la Universitat Autònoma de Barcelona certifica que el treball

INFLUÈNCIA DE L'ALÇADA PROTÈSICA EN LA CAPACITAT DE CONSOLIDACIÓ DE LES TUBEROSITATS EN LES HEMIARTROPLÀSTIES PER FRACTURES DE L'HÚMER PROXIMAL

realizat sota la meva direcció per a:

Carles Torrens Cànovas

s'ha realitzat amb la metodologia científica i reuneix les característiques formals per ser defensat per obtenir la suficiència investigadora

Barcelona 28 de desembre del 2008



Enric Càceres i Palou

Per tu Maria,
Per qué t'estimo. Per la exigència que això dona a la meva vida amb tots els matisos
dels sentiments.

Per el meu pare,
Per la teva honestitat, les teves mans gruixudes i el teu mai-encaixar-en lloc-del tot.
Com t'anyoro. Vas marxar massa aviat. Tant per compartir.

Per la meva mare,
Per estar sempre allà, per superar-ho tot i sempre seguir lluitant per estar a prop nostre.
Per qué mai pots arribar a viure alló que vols viure.

Per els meus germans
Jordi, Joan Miquel i Enrique,
Per qué no cal dir rés. Per qué sols la vostre presència em dona una pau que cada cop
necessito més.

Per la Pilar,
Per tots els anys de la innocència. Quan erem bons. Tot aquell temps que ha estat el més proper a la felicitat que he conegut.

Per la Elisenda,
Per tots els anys bojós.
Per haver-me ensenyat gairabé tot el que se de mi.

per la Míriam
per tots els anys de pau.
Gràcies per la teva sensibilitat i art.

Per la Gemma,
Per l'absurd i l'amor i la violència i la fredor i el sentiment etern i la soletat i les mans i els bugattini i la rabia i la tendresa infinita. Per tot el que no entenc de tu i em produeix amor.

Als meus amics Xavier Cano i Xavier Piqueres per tot el que hem viscut i crescut junts.
Per qué sols hi ha un nom propi pels altres que no en saben res, per nosaltres l'espalla
erem tots. Gràcies

Al Enric Càceres, per cada gesto gairabé imperceptible que dona confort. Per qué es
waai saber que arribar a dalt de tot es compatible amb la honestitat, generositat i
solidesa.

Al Fernando Santana, por tu permanente disponibilidad. Por tu ética i tu impulso
irracional. Por tu compromiso con la vida.

Al Josep Maria Mora, per aguantar-me i escoltar-me. Per la teva perseverancia i la teva
manera tant diferent de veure les coses que sempre m'ha ensenyat tant. Per la grappa.

Gràcies per el compartir amb tots vosaltres,

Elena Melendo
Monica Corrales
Aina Ruiz
Martínez
Pep Guimerà
Albert Alier
Toni Guinjoan
Catina
Monica
Insulina
Eulalia
Heinrich Böll
Eudal Gri
Juan Carlos Wuest
Manel
La Bruixa
Maribel
Alicia
Vicente Azofra
Carmen Prada
María Sacramento
Silvia Laso
Maribel Corral
Toni Valls
Joan Franquesa
Frans de Waal
Ferràn Teixidor
Josep Carreras amic i bioquimic
Neil Young

...nos referimos al privilegio del absurdo, al cual ninguna criatura viva está sujeta, salvo el hombre.

Agraïments

El meu més profund agraïment al Professor Enric Càceres i Palou, Catedràtic de Cirurgia Ortopèdica i Traumatologia de la Universitat Autònoma de Barcelona i Cap del Servei de Cirurgia Ortopèdica i Traumatologia de l'Institut Municipal d'Assistència Sanitària de Barcelona (I.M.A.S.), Hospitals del Mar i de l'Esperança per acceptar dirigir aquest treball. Pel seu ajut, consell i guia durant aquest llarg i a vegades tortuós procés.

Al Doctor Manel Marín i Navarro per amb sabiesa inicar-me en el camí de l'espatlla quan jo gairabé sols sabia que n'hi havien dues. Una a cada costat del cos.

Al Prof. Josep Amat, la Prof. Alicia Casals, el Prof. Manel Frigola, al Luis Eduardo Rodríguez-Cheu, al Manuel Vinagre i tota la gent del Departament de Ingenieria de Sistemes, Automàtica i Informàtica Industrial de la Universitat Politècnica de Catalunya pel seu suport i coneixement en el desenvolupament de tota la part biomecànica del estudi.

Al Albert Ginés, per el seu imprescindible ajut en el desenvolupament i la elaboració d'aquesta tesi. Gracies per la teva manera de fer que sempre positivitza tot ("cómelo-todo").

A tota la gent dels anys de la meva residència al Hospital de l'Esperança, per el seu estar en uns anys en que jo estava amb-un-no-saber-que-pasava constant.

Per tota la gent que formaba part d'aquells anys màgics al antic Hospital de Mataró.

A tots els membres del Servei de Cirurgia Ortopèdica i Traumatologia de l'Institut Municipal d'Assistència Sanitària de Barcelona (I.M.A.S.), Hospitals del Mar i de l'Esperança per lo bó i lo dolent que he après a fer i a no fer, per els que sempre m'han recolzat en el meu camí en l'espatlla, per els que mentre jo he estat fora han seguit treballant per que tot funcioni, per tots en general per estar allà en els "cada dia" grissos que conformen el gruix de la nostra existència.

A tota la gent de ICATME i de l'Institut Universitari Dexeus, per el seu suport i ajut en la tasca asistencial i docent. Per qué és un orgull formar part d'aquest grup.

Als meus companys de viatge d'espatlla, el Josep Maria Mora, Joan Armengol i Lluís Peidró

Al Josep María Manresa per la seva dedicació i paciència en l'anàlisi estadistic de les dades d'aquest estudi

A tota la gent de les cases comercials de la industria mèdica, gràcies per el vostre suport.

A tots els que m'he oblidat. Gràcies

SUMARI GENERAL

1. INTRODUCCIÓ	1
1.1 Justificació de l'estudi	2
1.2 Motivacions del treball	2
2. FONAMENTS	3
2.1 Epidemiologia de les fractures de l'húmer proximal	4-5
2.2 Avaluació i classificació	5-12
2.3 Aspectes anatòmics i biomecànics	12-16
2.4 Maneig de les fractures de l'húmer proximal	16-32
2.5 Aspectes biomecànics dels canvis en l'alçada del component protèsic humeral	33-37
3. HIPÒTESI DE TREBALL. OBJECTIUS	38
3.1 Hipòtesi de treball	39
3.2 Objectius	39
4. MATERIAL I MÈTODE	40
4.1 Estudi clínic	41
4.1.1 Descripció de la mostra	41-42
4.1.2 Tècnica quirúrgica	42-44
4.1.3 Estudi postoperatori	44-49
4.1.4 Anàlisi estadística	49-50
4.2 Estudi estàtic	51

4.2.1	Descripció muntatge estàtic	51-54
4.2.2	Fitxa tècnica del dispositiu de mesura	54-56
4.2.3	Descripció de les proves	57
4.2.4	Enregistrament de tensions	57-59
4.3	Estudi dinàmic	60
4.3.1	Descripció del muntatge dinàmic	60-61
4.3.2	Fitxa tècnica del robot	62
4.3.3	Preparació del <i>sawbone</i> i sistemes de mesura	62-64
4.3.4	Descripció de les proves	65
4.3.5	Enregistrament de tensions	66-69
4.3.6	Anàlisi estadística	69-70
5.	RESULTATS	71
5.1	Estudi clínic	72
5.1.1	Resultats clínics	72-76
5.1.2	Resultats radiològics	77-78
5.1.3	Estudi estadístic de contrast entre variables	78-88
5.2	Estudi estàtic	89
5.2.1	Descripció resultats	89
5.2.2	Resultats agrupats	90-93
5.3	Estudi dinàmic	94
5.3.1	Descripció resultats	94-97
5.3.2	Resultats agrupats	97
5.3.2.1	Fenomen encaix	97-100
5.3.2.2	Fases del moviment i cicles	100-106

6. DISCUSSIÓ	107
6.1 Discussió resultats clínics	108-113
6.2 Discussió resultats radiològics	113-117
6.3 Discussió resultats estudi estàtic	118-121
6.4 Discussió resultats estudi dinàmic	121-125
7. APLICACIÓ CLÍNICA	126-132
8. CONCLUSIONS	133
8.1 Conclusions sobre la hipòtesi de treball o conclusions principals	134
8.2 Conclusions sobre els objectius o conclusions accessòries	134-135
9. REFERÈNCIES BIBLIOGRÀFIQUES	136-148
10. ANNEXES	149
10.1 Gràfiques proves realitzades en estudi estàtic	150-173
10.2 Gràfiques proves realitzades en estudi dinàmic	174-193

SUMARI DE FIGURES

Fig. 1: Esquema de les línies de clivatge de Codman	5
Fig. 2: Combinacions possibles de fractures de l'húmer proximal segons Codman	6
Fig. 3: Classificació de Neer de les fractures de l'húmer proximal	7
Fig. 4: Fractura en 4 parts en "valg" de Jakob	8
Fig. 5: Classificació AO de les fractures de l'húmer proximal	9
Fig. 6: Sistema "lego" de classificació de les fractures	11
Fig. 7: Angle diafisari i síndrome subacromial	14
Fig. 8: Offset medial i posterior	15
Fig. 9: Sutura tuberositats segons banda circumferencial	16
Fig. 10: Esquema de vascularització del húmer proximal	18
Fig. 11: Síntesi amb agulles de Kirschner	20
Fig. 12: Síntesi amb sutures trans-òssies	20
Fig. 13: Síntesi amb claus d'Ender i sutures	20
Fig. 14: Síntesi amb placa estabilitat angular	21
Fig. 15: Abordatge cutani deltopectoral	22
Fig. 16: Espai format per deltoïdes, vena cefàlica i pectoral major	23
Fig. 17: Tendó conjunt, fàscia clavipectoral i lligament coraco-acromial	23
Fig. 18: Identificació del tendó del pectoral major	24
Fig. 19: Identificació del tendó bicipital	24
Fig. 20: Fractura amb individualització del cap humeral	25
Fig. 21: Cap humeral un cop extret	25
Fig. 22: Diàfisi humeral sense referències anatòmiques	25

Fig. 23: Control d'alçada protèsica segons distància amb acromion	26
Fig. 24: Marge superior del pectoral major com a referència per a determinar alçada i versió protèsica	28
Fig. 25: Determinació de la versió protèsica segons el pectoral major	28
Fig. 26: Instrumentació per ajuda a la determinació d'alçada i retroversió protèsica	29
Fig. 27: Sistema de sutura de les tuberositats al voltant de la pròtesi	30
Fig. 28: Situació alta de la pròtesi creant conflicte subacromial	33
Fig. 29: Situació baixa de la pròtesi escurçant origen i inserció del deltoïdes	33
Fig. 30: Ascens de la pròtesi per la manca de consolidació de les tuberositats	34
Fig. 31: Mala reducció de la tuberositat ja en el postoperatori immediat	35
Fig. 32-A: Pròtesi en situació més alta amb augment de recorregut de la còfia	36
Fig. 32-B: Pròtesi en situació més alta i amb gap insercional	36
Fig. 33: Situació protèsica baixa amb allargament de la còfia rotadora	37
Fig. 34: Esquema que mostra la sutura vertical i horitzontal de les tuberositats	43
Fig. 35: Reducció bona de la tuberositat	45
Fig. 36: Reducció regular de la tuberositat	45
Fig. 37: Reducció dolenta de la tuberositat	46
Fig. 38: Mesura de la longitud total ambdós húmer	47
Fig. 39: Imatge de T.A.C. de consolidació correcte de la tuberositat gran	48
Fig. 40: Imatge de T.A.C. de consolidació posterior de la tuberositat gran	48
Fig. 41: Imatge de T.A.C. de absència de consolidació de la tuberositat gran	49
Fig. 42: Estructura del muntatge de l'estudi anatòmic: 1) preparació anatòmica amb les galgues, 2) mecanisme de tracció, 3) circuit acondicionador de senyals (recull la informació de les galgues), 4) ordinador que registre i	

representa la senyal recollida.	52
Fig. 43: Disposició de sensors sobre la mostra. Sensor 1: tuberositat petita-diàfisi. Sensor 2: entre les tuberositats. Sensor 3: tuberositat gran-diàfisi	54
Fig. 44: Disposició del fil de sutura sobre el sensor de medició de tensions	54
Fig. 45: Sensor i sistema d'adquisició de senyals de força	55
Fig. 46: Estructura del sensor que recull les tensions	56
Fig. 47: Gràfica que mostra les corbes de registre de tensions dels tres sensors per a la prova anatòmica. Gràfiques que s'utilitzen per a la interpretació de resultats.	58
Fig. 48: Document d'excel que registre els valors numèrics de les forces de tensió, a partir dels quals es realitzen les gràfiques	58
Fig. 49: Registre de variacions de cada galga en la pantalla de l'ordinador Portàtil	59
Fig. 50: Estructura del muntatge de l'estudi biomecànic: 1) Robot 2) Sawbone® húmer amb la col·locació de les galgues 3) Glenoides 4) Sistema de corretges que substitueixen al manegot, amb direcció i tensió adequades	61
Fig. 51: Control de retroversió al col·locar la pròtesi	63
Fig. 52: Esquema de treball amb el robot	64
Fig. 53: Diferents alçades protèsiques	65
Fig. 54: Registre d'un cycle de moviment amb les diferents fases	67
Fig. 55: Gràfica que mostra les corbes de registre de tensions dels tres sensors per a la prova biomecànica. Gràfiques que s'utilitzen per a la interpretació de resultats	68

Fig. 56: Visualització a temps real de les tensions a cada galga	69
Fig.57: Absorció de tensió per les sutures a la totalitat de configuracions	92
Fig. 58: Absorció de tensió per configuracions del sensor 2 i 3	93
Fig. 59: Anàlisi de les diferents parts del cicle dinàmic	95
Fig. 60: Encerclat de verd es mostra el fenomen d'encaix i encerclat en gris el moment on es trenca la sutura	96
Fig. 61: Patrons que desenvolupen el sensor 1 i 3	97
Fig. 62: Taula de contingència dels patrons d'encaix	98
Fig. 63: Taula de contingència del patró 4 d'encaix	98
Fig. 64: Boxplot que mostra la relació entre les variables configuració i tensió a S3	99
Fig. 65: Resum de trencament de sutures segons configuració	100
Fig. 66: Comportament de les tensions del Sensor 1 en Rotació interna per a les diferents configuracions	102
Fig. 67: Comportament de les tensions del Sensor 3 en Rotació externa per a les diferents configuracions	103
Fig. 68: Comportament de les tensions del Sensor 3 en Rotació interna per a les diferents configuracions.	104
Fig. 69: Comparació del comportament entre configuracions i fases del cicle pel Sensor 1	105
Fig. 70: Comportament de les tensions en les diferents fases del cicle en les diferents configuracions per el sensor 3	106
Fig. 71: Limitació postquirúrgica de la elevació anterior per sota de 90°	110
Fig. 72: Limitació postquirúrgica de la rotació externa	111
Fig. 73: Conservació postquirúrgica de la rotació interna	111

Fig. 74: Mala reducció tuberositat gran en el postoperatori immediat	112
Fig. 75: Manca de consolidació de la tuberositat gran en el seguiment	113
Fig. 76: Correcte consolidació de la tuberositat gran al final del seguiment	113
Fig. 77: Muntatge estàtic.	118
Fig. 78: Gràfica que assenyala la ruptura de la sutura entre tuberositats a la configuració baixa	119
Fig. 79: Ruptura de la sutura entre tuberositats i tuberositat gran-diàfisi	120
Fig. 80: Trencament entre tuberositat gran i diàfisi en el model dinàmic	123
Fig. 81: Reducció dolenta de la tuberositat gran que està multifragmentada	127
Fig. 82: Desaparició de la tuberositat gran en la evolució del cas fig. 81 i migració proximal del cap humeral	128
Fig. 83: Altre cas de mala reducció de la tuberositat gran, que ja en el postoperatori immediat no es apreciable a la Rx en AP.	128
Fig. 84: El mateix cas de la fig. 83, en la projecció axil·lar pura apareix la tuberositat gran que està fixada massa posterior	128
Fig. 85: Sutura entre tuberositat gran i petita	131
Fig. 86: Sutura entre tuberositat gran i diàfisi	131
Fig. 87: Prova estàtica cadàver 1 – anatòmica 1	150
Fig. 88: Prova estàtica cadàver 1 – anatòmica 2	151
Fig. 89: Prova estàtica cadàver 1 – alta1	152
Fig. 90: Prova estàtica cadàver 1 – alta2	153
Fig. 91: Prova estàtica cadàver 1 – baixa1	154
Fig. 92: Prova estàtica cadàver 1 – baixa2	155
Fig. 93: Prova estàtica cadàver 2 – anatòmica1	156
Fig. 94: Prova estàtica cadàver 2 – anatòmica2	157

Fig. 95: Prova estàtica cadàver 2 – alta1	158
Fig. 96: Prova estàtica cadàver 2 – alta2	159
Fig. 97: Prova estàtica cadàver 2 – baixa1	160
Fig. 98: Prova estàtica cadàver 2 – baixa2	161
Fig. 99: Prova estàtica cadàver 3 – anatòmica1	162
Fig. 100: Prova estàtica cadàver 3 – anatòmica2	163
Fig. 101: Prova estàtica cadàver 3 – alta1	164
Fig. 102: Prova estàtica cadàver 3 – alta2	165
Fig. 103: Prova estàtica cadàver 3 – baixa1	166
Fig. 104: Prova estàtica cadàver 3 – baixa2	167
Fig. 105: Prova estàtica cadàver 4 – anatòmica1	168
Fig. 106: Prova estàtica cadàver 4 – anatòmica2	169
Fig. 107: Prova estàtica cadàver 4 – alta1	170
Fig. 108: Prova estàtica cadàver 4 – alta2	171
Fig. 109: Prova estàtica cadàver 4 – baixa1	172
Fig. 110: Prova estàtica cadàver 4 – baixa2	173
Fig. 111: Prova dinàmica Anatòmica-1	174
Fig. 112 Prova dinàmica Anatòmica-2	176
Fig. 113: Prova dinàmica Anatòmica-3	178
Fig. 114: Prova dinàmica Anatòmica-4	180
Fig. 115: Prova dinàmica Alta-1	182
Fig. 116: Prova dinàmica Alta-2	184
Fig. 117: Prova dinàmica Alta-3	186
Fig. 118: Prova dinàmica Baixa-1	188
Fig. 119: Prova dinàmica Baixa-2	190

SUMARI DE TAULES

Taula I: Distribució de fractures	72
Taula II: Score de Constant categoritzat per dolor	73
Taula III: Score de Constant categoritzat per activitats de la vida diària	73
Taula IV: Score de Constant categoritzat per elevació anterior	74
Taula V: Score de Constant categoritzat per abducció	75
Taula VI: Score de Constant categoritzat per rotació externa	75
Taula VII: Score de Constant categoritzat per rotació interna	76
Taula VIII: Score de Constant categoritzat per força	76
Taula IX: Reducció postoperatòria de la tuberositat gran	77
Taula X: Consolidació de la tuberositat gran	77
Taula XI: Distribució segons alçada protèsica	78
Taula XII: Score de Constant i sexe	79
Taula XIII: Percentils de la Escala de Constant per sexe	80
Taula XIV: Anàlisi variables no normals per edat i sexe	81
Taula XV: Valors al comparar mà afecte i tipus de fractura amb resultats de Constant	82
Taula XVI: Prova ANOVA que compara l'escala de Constant i la consolidació de la tuberositat gran	83
Taula XVII: correlació posició tuberositat gran postquirúrgica i consolidació final	84
Taula XVIII: anàlisi per sexes de diferències d'alçada en la col·locació protèsica	85
Taula XIX: Comparació resultat de l'escala de Constant en	

pròtesis baixes i pròtesis altes 86

Taula XX: Comparació valors escala de Constant per ítems

respecte a alçada protèsica 87

1. INTRODUCCIÓ

1.1 Justificació de l'estudi

1.2 Motivacions del treball

1.1 Justificació del estudi

La fractura de l'húmer proximal és fonamentalment present en la gent gran. Degut al augment en l'esperança de vida la seva prevalència ha augmentat dramàticament les darreres dècades. L'osteoporosi que acompanya a aquest sector poblacional, especialment del sexe femení, fa que aquestes fractures cada cop siguin més complexes i precisin sovint de la implantació d'una pròtesi per al seu maneig. El resultat funcional d'aquestes pròtesis implantades per fractura del húmer proximal és molt variable i depenent de múltiples factors.

1.2 Motivacions del treball

Estudis recents posen de manifest que la consolidació de les tuberositats en les hemiartroplàsties implantades per fractura de l'húmer proximal és el factor anatòmic més determinant en el resultat funcional de les mateixes. En el acte quirúrgic, la manca de referències anatòmiques provocades per la propia fractura condiciona que la implantació d'aquestes pròtesis sigui sovint imprecisa amb errors d'alçada. Els canvis en l'alçada de l'implant han estat avaluats sota el concepte de produir pinçament en el cas d'augmentar l'alçada del component i de debilitar el braç de palanca del deltoïdes en el cas de disminuir l'alçada, no han estat però estudiats sota el concepte de que canvis en l'alçada d'implantació de la pròtesi condicionen canvis en l'elongació dels tendons de la còfia rotadora, i per tant, canvis en les tensions de sutura de les tuberositats entre elles i amb la diàfisi, comproment per tant la seva capacitat de consolidació.

2. FONAMENTS

2.1 Epidemiologia de les fractures de l'húmer proximal

2.2 Avaluació i classificació

2.3 Aspectes anatòmics i biomecànics

2.4 Maneig de les fractures de l'húmer proximal

2.5 Aspectes biomecànics dels canvis en l'alçada del component protèsic humeral

2.1 Epidemiologia de les fractures de l'húmer proximal

Les fractures del terç proximal de l'húmer són relativament freqüents representant el 4% de totes les fractures. El patró d'incidència de les fractures de l'húmer proximal és molt proper al de les del fèmur o de la pelvis, essent fonamentalment una fractura de la gent gran, sobre tot de les dones grans.¹⁻⁸ Degut a l'augment en la esperança de vida i al caràcter essencialment osteoporòtic d'aquestes fractures, es preveu un augment considerable de la seva presentació en els propers anys. De fet, de seguir l'actual índex de creixement es preveu que la incidència actual de entre 200 i 300 fractures per 100.000 habitants passi a ésser el doble, entre 300 i 600 fractures per 100.000 habitants al 2030.⁸ A més a més, malgrat la similitud epidemiològica referida amb les fractures del fèmur i de la pelvis, les fractures de l'húmer proximal, a diferència de les del fèmur acostumen a incidir sobre persones autònomes en las que la presència d'aquesta fractura pot fer perdre la autonomia i passar a un nivell de dependència amb el càrrec socio-econòmic que això suposa. També s'ha observat que les fractures més complexes es donen en la gent més gran, i que la presència d'una fractura d'húmer proximal s'associa amb un augment de freqüència de patir altres fractures. Per contra, en la majoria de pacients el fet de presentar una fractura d'húmer proximal significa en el 94% de les ocasions la seva primera fractura.^{1,2}

Típicament doncs la gent gran del sexe femení pateix fractures de l'húmer proximal, mentre que la gent més jove pateix més fractures de l'húmer distal.²

De la mateixa manera que les fractures vertebrals i de l'anca, les fractures de l'húmer proximal comporten un augment significatiu de mortalitat immediatament després de la fractura respecte a la població control, malgrat aquest augment disminueix després de l'any de patir la fractura.^{9,10,11}

El risc immediat de fractura és més alt que en la població general i és més marcat en les edats al voltant dels 60 anys més que al voltant dels 80. Als 60 anys, el risc de fractura d'anca, vertebral o del canell està significativament elevat després de patir una fractura vertebral, d'anca o espatlla en homes. Un patró similar es pot veure en dones excepte que el risc de fractura del canell després d'una fractura vertebral o d'anca no està significativament elevat.^{12,13}

El grup de Court-Brown considera que el 33% de les fractures afecten a la tuberositat gran i del 67% restant, el 78% són no desplaçades i el 22% es consideren desplaçades.¹⁴

2.2 Avaluació i classificació

El maneig d'aquestes fractures segueix essent controvertit, probablement perquè una de les principals dificultats rau en la seva correcta classificació. Codman al 1934 va fer una descripció de com les línies de clivatge de les fractures del cap de l'húmer segueixen un patró reproduïble a través de les línies fisàries. (Fig. 1)

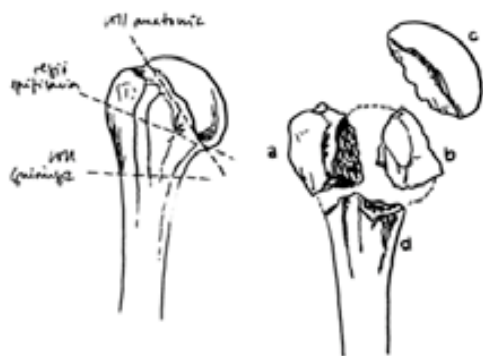


Fig. 1: Esquema de les línies de clivatge de Codman

Va anomenar fragments als segments ossis resultants d'aquestes línies de clivatge i va descriure totes les combinacions de fractura possibles.¹⁵ (Fig. 2)



Fig. 2: Combinacions possibles de fractures de l'húmer proximal segons Codman

Amb tot, no va ésser fins Neer al 1970 que aquests diferents tipus de fractura no varen ésser sistematitzats.¹⁶ Segons Neer, els fragments de Codman es convertien en “parts” si estaven desplaçades més d’un centímetre entre ells o bé patien una angulació de més de 45°. D’aquesta manera Neer va classificar les fractures en 1 part o no desplaçades, en 2 -3 i 4 parts. Les de 2 parts incloïen les fractures de la tuberositat gran aïllada, les de la tuberositat petita aïllada, les del coll quirúrgic i les del coll anatòmic. Les de 3 parts podien ésser de tuberositat gran-cap humeral-diàfisi (les més freqüents) o bé de tuberositat petita-cap humeral-diàfisi. En les fractures de 4 parts tots els fragments estaven separats més de 1 cm entre ells o bé havien patit una angulació superior a 45°. A aquests 7 tipus de fractures s’afegien les

combinacions de fractura-luxació i fractures articulars obtenint-se els 16 tipus de fractura descrits per Neer. (Fig. 3)

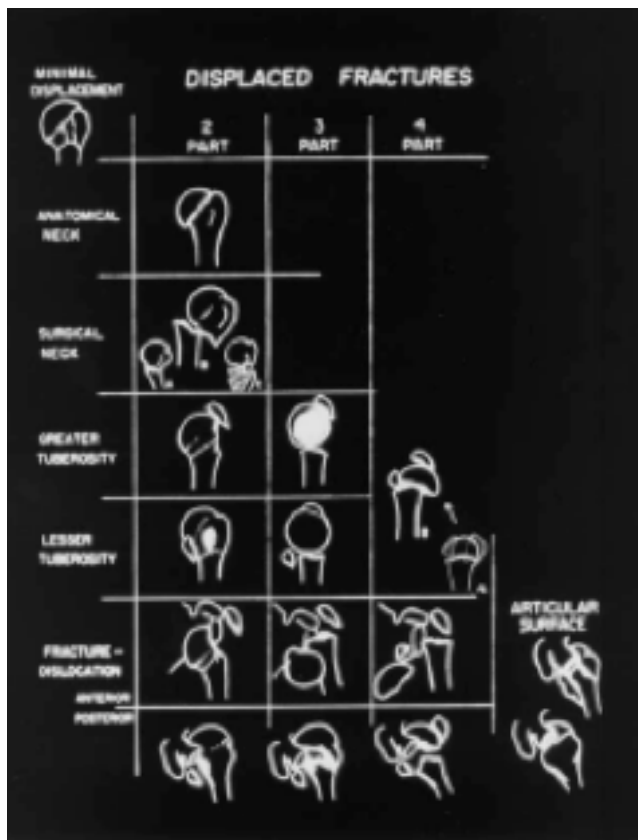


Fig. 3: Classificació de Neer de les fractures del húmer proximal

Neer en el seu treball aconsellava el tractament quirúrgic de les fractures de 3 i 4 parts per la severa alteració funcional que produïen i també per el risc de desenvolupar necrosi avascular del cap humeral deguda a la ruptura de totes les vies d'aport sanguini sobre tot si s'associaven a luxació. Respecte a les fractures de 2 parts que afectaven al coll anatòmic i a la tuberositat gran, el tractament aconsellat depenia del grau de desplaçament entre els fragments.

Al 1993 varen ésser publicats els primers estudis que demostraven la baixa reproducibilitat i concordança de la classificació de Neer. Els observadors no es

posaven d'acord ni entre ells mateixos ni amb la resta d'observadors en analitzar parells de radiografies de fractures de l'húmer proximal.^{17,18} Estudis posteriors amb diferents projeccions radiològiques tampoc varen aconseguir millorar els resultats.^{19,20} La introducció de la T.A.C. en el estudi d'aquestes fractures també va fracassar a l'hora d'intentar millorar l'índex de concordança i reproducibilitat en l'anàlisi de les mateixes.^{21,22,23} Sols el grau d'experiència de l'observador semblava influir en la millor classificació de les fractures i en l'assoliment de millors índexs de concordança i reproducibilitat.²²

Altre defecte que s'ha imputat a la classificació de Neer es la manca d'inclusió de tots els tipus de fractura. Les fractures que afecten a les dos tuberositats deixant indemne la unitat cap-diàfisi, per bé que infreqüents, han estat publicades i no es recullen dintre de la classificació de Neer.²⁴

De la mateixa manera, fractures classificades dins del mateix grup poden tenir pronòstics molt diferents tal i com va demostrar Jakob en la seva descripció de les fractures de 4 parts en "valgo".²⁵ (Fig. 4)

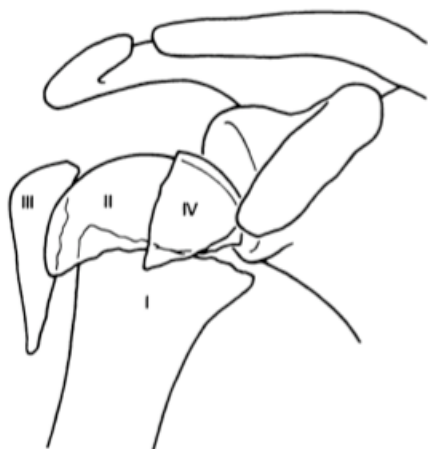


Fig. 4: Fractura en 4 parts en "valgo" de Jakob

Tot això va portar a Neer l'any 2002 a publicar una revisió de la seva classificació en la que descrivia com s'havia d'interpretar i analitzar la classificació i també incloïa les fractures de 4 parts en valgo. Malgrat tot la classificació de Neer segueix motivant controvèrsia més enllà de que segueix essent la més àmpliament utilitzada en els treballs publicats.²⁶

El grup AO classifica les fractures de l'húmer proximal seguint els seus criteris de localització del traç de la fractura (extracapsulars, parcialment intracapsulars i intracapsulars) i el desplaçament i la comminució associades. Els estudis de concordança i reproducibilitat aplicats a la classificació de Neer es varen realitzar també per a la classificació AO i no es va demostrar que el fet de classificar les fractures de l'húmer proximal segons la classificació AO millorés el grau de concordança i reproducibilitat.¹⁷⁻²² (Fig. 5)

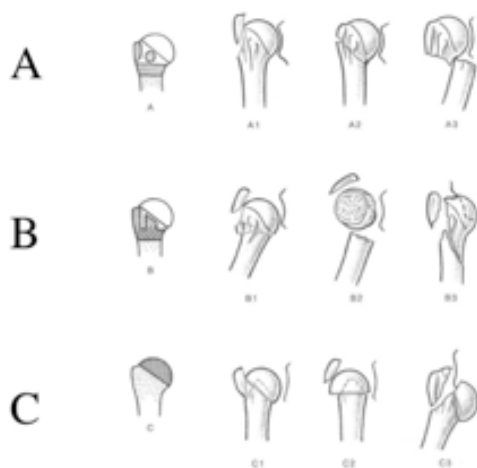


Fig. 5: Classificació AO de les fractures de l'húmer proximal

Tot això ha portat a que malgrat la classificació de Neer segueixi essent considerada la més vàlida per ésser utilitzada en les publicacions de resultats, cada cop més es treballa en l'enteniment de les fractures com a principal eina per establir un correcte tractament. D'aquesta manera Hertel va establir un esquema d'avaluació per descriure la fractura consistent en la resposta a preguntes simples i d'ací passar a avaluar la fractura.²⁷ En primer lloc s'estableixen qüestions relatives al patró bàsic de la fractura:

- hi ha línia de fractura entre la tuberositat gran i el cap ? (si – no)
- hi ha línia de fractura entre la tuberositat gran i la diàfisi ? (si – no)
- hi ha línia de fractura entre la tuberositat petita i el cap ? (si – no)
- hi ha línia de fractura entre la tuberositat petita i la diàfisi ? (si – no)
- hi ha línia de fractura entre la tuberositat petita i gran ? (si – no)

Aleshores es passa a un altre qüestionari de preguntes accessòries :

- quina mesura té l'extensió postero-medial de la metàfisi proximal del cap humeral? (mm)
- quin és el desplaçament entre la diàfisi i el cap humeral? (mm)
- quin és el desplaçament de les tuberositats respecte del cap humeral ? (mm)
- quin és el desplaçament angular del cap humeral ? (°) en var o valg?
- Hi ha luxació gleno-humeral ? (si – no)
- Hi ha fractura per impressió del cap humeral ? (si – no)
- Hi ha un component de “head-split” en la fractura ?

Amb totes aquestes respostes es fa una composició de fractura seguint el sistema anomenat “Lego” que permet obtenir una classificació més acurada de la fractura millorant tant la reproducibilitat com la concordança de la interpretació. (Fig. 6)

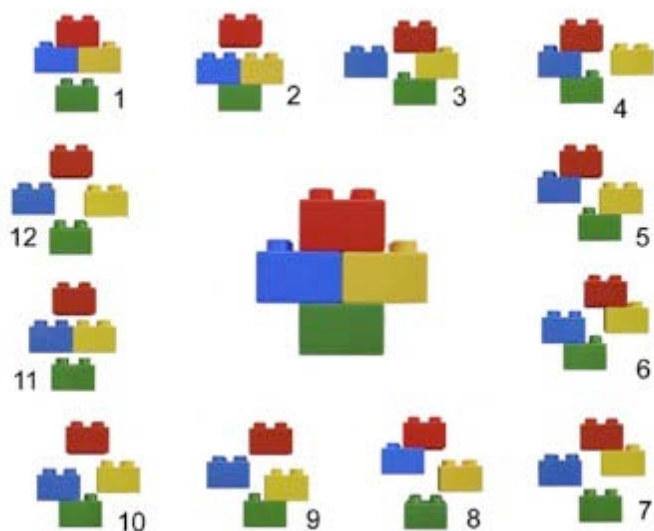


Fig. 6: Sistema “lego” de classificació de les fractures

De la mateixa manera Mora també proposa un protocol de lectura de les imatges radiològiques i per TAC per tal de millorar la interpretació de les fractures de l'húmer proximal.²⁸ En aquest cas es demana a l'observador que respongui a les següents preguntes :

- respecte a la relació cap/diàfisi:
 - hi ha impactació o no
 - hi ha desplaçament o no

- hi ha desplaçament lateral o no
- hi ha desplaçament en var/valg
- hi han fractures metafisàries associades?
- Hi ha preservació del fulcrum intern?
- respecte a la relació cap/tuberositats:
 - hi ha desplaçament o no
 - la tuberositat petita està desplaçada >10mm?
 - la tuberositat gran està desplaçada >5mm?
 - tuberositat gran amb fragment gran o petit
 - tuberositat gran prima o gruixuda
 - tuberositat gran comminuta o sencera
- respecte al cap humeral:
 - estat del “stock” ossi
 - presència o no de fractures articulars associades
 - fractures per impressió
- respecte a la descripció dels fragments:
 - nombre de fragments
 - nombre de parts
 - fractures articulars o extra-articulars

També sembla que el seguiment de respostes d'aquest qüestionari millora tant la concordança com la reproducibilitat en la interpretació de les imatges de fractura de l'húmer proximal.

2.3 Aspectes anatòmics i biomecànics

El fet de que les fractures de l'húmer proximal segueixin les línies epifisàries porta a que de les 4 parts que es divideix el segment proximal, dos corresponguin a la tuberositat gran i a la petita, de manera que la integritat de la còfia rotadora queda compromesa en aquestes fractures. El supra i l'infraespínol inserits a la tuberositat gran i el subescapular inserit a la tuberositat petita pateixen el desplaçament que els fragments ossis els arrossegueu amb les conseqüents alteracions biomecàniques per a la funció de l'espatlla. Diversos estudis han posat de manifest la importància de la reconstrucció anatòmica del segment proximal de l'húmer per tal de restablir la correcta funcionalitat ²⁹ a banda de haver-se desenvolupat models d'estudi de les transmissions de les forces així com models vectorials per examinar les forces a través dels múscles de la còfia i els que envolten l'espatlla per tal de poder predir en cada posició del braç quins múscles són els més afectats. ^{30,31} Sembla ser que canvis en la reducció de la tuberositat gran alteren la força que ha de generar el deltoides, concretament, la situació de més alçada i posterior de la tuberositat gran condiciona un increment de la força que té de desenvolupar el deltoides per poder alçar l'extremitat superior. ³² Estudis anatòmics insercionals han establert que el supraespínol ocupa una àrea d'inserció que inclou la faceta superior de la tuberositat gran i la meitat superior de la faceta medial, mentre que l'infraespínol ocupa tota la faceta medial, de manera que en la porció superior de la faceta medial hi ha una superposició insercional del supraespínol i de l'infraespínol. ³³ També cal tenir en compte que el 40% de la inserció del subescapular es muscular directe, mentre que el 60% es a través del seu tendó a la tuberositat petita. ³⁴ El comportament funcional d'aquestes dues parts també difereix en el sentit que mentre que la porció inferior està més tensa en la posició de repòs que en l'abducció de 60°, la porció superior està

més tensa en abducció de 60° que en repòs.³⁵ Igualment la part més superior de l'infraespinós es més feble a les càrregues que la resta de la inserció del mateix, estant doncs sotmès a una major presència de ruptures.³⁶ Malgrat que les capacitats relatives de potencia dels diferents múscles que conformen la còfia rotadora donen més preponderància al subescapular (subescapular 53%, supraespinós 14%, infraespinós 22% i rodó petit 10%), la mala col·locació de la tuberositat gran sembla ésser la que té unes conseqüències més dramàtiques per la funció de l'espatlla.^{37,38} De la mateixa manera també s'ha observat en estudis que mesuren les forces a través dels múscles de la còfia durant el màxim esforç isomètric, que les càrregues més grans al supraespinós no es produeixen en l'abducció, de manera que l'anàlisi de l'elevació del braç subestima aquestes forces i és en les rotacions on supraespinós i infraespinós mostren el major esforç isomètric.³⁹ Un estudi sobre voluntaris sense patologia mesurant la força en la rotació externa activa i l'abducció de l'espatlla quan l'húmer es col·loca en el pla de l'escàpula ha demostrat que hi ha diferències significatives en la força mesurada isomètrica i isokinèticament entre la població jove i la vella, i entre els vells homes i els vells dones.⁴⁰

També ha estat estudiat com la distància entre el punt de contacte entre el cap humeral i la tuberositat gran i la tangent al cap humeral així com la seva relació amb l'angle diafisari són factors determinants en la prevenció del desenvolupament de la síndrome subacromial.⁴¹ (Fig. 7)

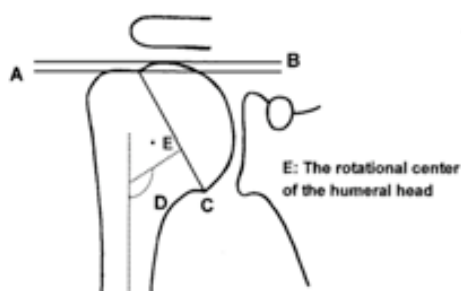


Fig. 7: Angle diafisari i síndrome subacromial

De la mateixa manera s'ha demostrat en estudis en cadàver que la reconstrucció no anatòmica de les tuberositats porta a un dèficit significatiu de la mobilitat.³⁸ Per altre banda la reconstrucció protèsica no anatòmica del segment proximal de l'húmer porta a una càrrega excèntrica de la glena que a curt termini es tradueix en la usura de la mateixa.²⁹

Estudis de la geometria de l'extrem proximal de l'húmer han demostrat la variabilitat existent en la retroversió humeral entre diferents espècimens i inclús entre el costat dret i l'esquerre del mateix espècimen.⁴² Boileau i Walch varen descriure també el offset medial i posterior que pateix el cap del húmer i com el fet de no respectar aquestos offsets portava a un empitjorament dels resultats de les substitucions protèsiques.⁴³ (Fig. 8)

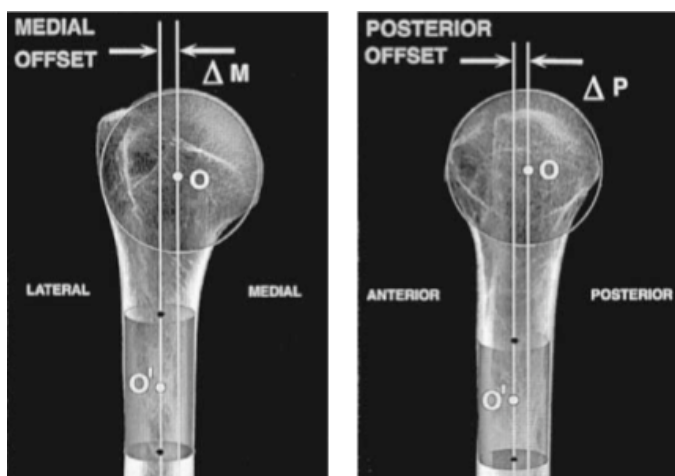


Fig. 8: Offset medial i posterior

Iannotti ha estudiat les relacions normals glenohumerals i pot concloure que hi ha una forta correlació lineal entre el offset lateral humeral i el tamany del cap humeral i com el manteniment de l'offset lateral és de capdal importància en la optimització del moment muscular del deltoides i dels muscles de la còfia rotadora així com de la resta de parts toves que envolten l'espatlla.⁴⁴

Donada la importància de la correcta reducció i estabilització de les tuberositats i per tant de la correcta reconstrucció del segment proximal de l'húmer, diversos estudis han aprofundit en la valoració de l'estabilitat de diferents muntatges de sutures que fixin les tuberositats a la pròtesi en fractures de l'húmer proximal, donant com a millora significativa de la estabilitat l'addició d'una banda circumferencial que abrasi a les dues tuberositats.^{45,46} (Fig. 9)

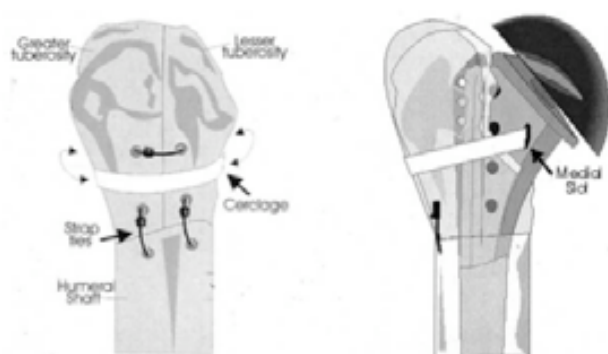


Fig. 9: Sutura tuberositats segons banda circumferencial

2.4 Maneig de les fractures de l'húmer proximal

Tradicionalment les fractures de l'húmer proximal han estat tractades de manera conservadora. Va ésser Neer al 1970 qui va advertir dels mals resultats funcionals de les fractures desplaçades de l'húmer proximal deixades a la seva evolució natural.⁴⁷ Des d'aleshores, múltiples tractaments han estat proposats amb diferents resultats i la controvèrsia del maneig d'aquestes fractures encara roman oberta.

Malgrat sembla ben establert que les fractures no desplaçades de l'húmer proximal presenten una bona evolució amb el tractament conservador seguit d'una pauta de rehabilitació progressiva, Koval en un estudi sobre 104 fractures no desplaçades del segment humeral proximal tractades conservadorament amb una pauta de

rehabilitació estandarditzada i controlades durant més d'un any estableix que sols els 77 % d'aquests pacients referia haver obtingut un resultat bo o excel·lent, un 13 % referien un resultat regular i fins un 10 % un resultat pobre. Malgrat això, el 90 % referia no tenir dolor però sols el 46 % tenien un restabliment funcional del 100 %. ⁴⁸

Encara que fins ara la controvèrsia sobre quin és el millor tractament de les fractures desplaçades de la extremitat superior de l'húmer segueixi oberta, sols s'han publicat 2 estudis prospectius randomitzats que comparin el tractament quirúrgic versus el conservador en les fractures desplaçades. Zyto al 1997 compara en un grup de 40 pacients en tractament conservador versus el quirúrgic mitjançant una banda de tensió i no hi troba diferències significatives en els resultats obtinguts entre els dos grups. ⁴⁹ Kristiansen al 1998 fa el mateix amb un grup de 31 pacients comparant el tractament conservador versus el tractament quirúrgic mitjançant la reducció i estabilització amb un fixador extern obtenen millors resultats amb aquest últim grup de pacients tractats quirúrgicament. ⁵⁰

Malauradament els dos estudis recullen un nombre petit de pacients amb fractures molt diverses i comparant tractaments quirúrgics diferents (un d'ells actualment abandonat com és el maneig amb fixador extern de les fractures tancades de l'húmer proximal) de manera que es poden extreure poques conclusions al respecte.

Davant d'aquesta manca d'evidències, un dels criteris que s'ha intentat fer servir com a defensor de la necessitat del tractament quirúrgic és el risc de desenvolupar necrosi humeral que presenten aquests tipus de fractures. Estudis anatòmics demostren com el principal aport sanguini al cap humeral es produeix a través de la branca ascendent de la artèria circumflexa anterior i per la seva continuació intraòssia, l'artèria arcuata. Hi ha importants anastomosi intraòssies entre l'artèria arcuata i l'artèria circumflexa

posterior a través de vasos que entren per la part postero-medial de l'húmer proximal, també hi ha anastomosis amb els vasos metafisaris i amb els vasos de la tuberositat major i menor. La simulació de fractures en 4 parts en el cadàver porta a la interrupció de la circulació arterial en la major part de casos. Amb tot, si el traç de fractura cefàlic s'estén distalment per sota de la superfície articular, alguna perfusió del cap humeral es respectada a través dels vasos posteromedials.⁵¹ Estudis amb marcadors arterials radio-pacs han demostrat que quan la branca terminal intraòssia de l'artèria circumflexa anterior té perfusió, la major part del cap humeral és irrigat, mentre que l'artèria circumflexa posterior vascularitza sols la part posterior de la tuberositat major i una petita part postero-inferior del cap humeral, de manera que sembla ésser que la branca antero-lateral de l'artèria circumflexa anterior és la responsable fonamental de la vascularització del cap humeral i que la seva integritat s'ha de cuidar en el acte quirúrgic si la fractura no l'ha malmès. Com més a prop de la seva entrada intraòssia es lesioni, més risc tindrem de desenvolupar una necrosi del cap humeral.⁵² (Fig. 10)

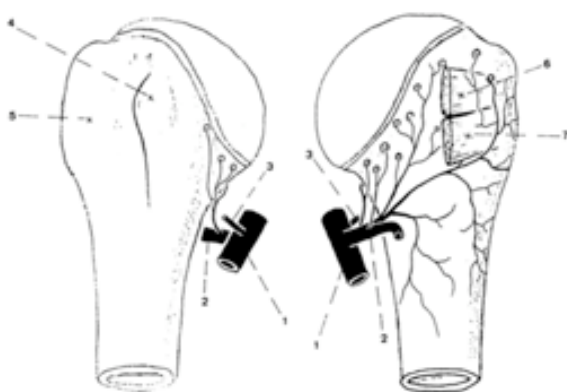


Fig. 10: Esquema de vascularització del húmer proximal

Actualment també s'està qüestionant la validesa d'establir el tractament en funció del risc de desenvolupar necrosi doncs en un estudi prospectiu Hertel segueix 51 pacients consecutius amb fractures intracapsulars del húmer proximal tractades amb reducció oberta i estabilització amb fixació interna d'entre les quals 10 varen ésser considerades com isquèmiques pel patró de la fractura i per estudi intraoperatori amb làser-doppler. D'aquestes 10 fractures, amb un seguiment mig de 5 anys, sols 2 varen desenvolupar necrosi del cap humeral, significant doncs que alguna mena de revascularització té lloc en aquestes fractures presumiblement isquèmiques però que en el seguiment no desenvolupen necrosi i es comporten funcionalment igual que la resta.⁵³

Sembla que el criteri actual de tractament d'aquestes fractures es recolza més en evitar l'alteració funcional que ocasionen al deixar-les a la seva evolució natural que en base a criteris de probable desenvolupament de necrosi. Estudis posen de manifest que en fractures complexes de l'húmer proximal, els millors resultats funcionals s'obtenen amb el tractament quirúrgic.⁵⁴⁻⁶¹

Per a la tuberositat gran sembla que a partir de 5 mm de desplaçament ja es comencen a produir alteracions amb repercussió funcional, abans del desplaçament d'1 cm que proposava Neer, mentre que per sota de 5 mm no sembla haver-hi diferències respecte a la funció obtinguda si el desplaçament és entre 0 i 3 mm o entre 3 i 5 mm.⁶² Aquests efectes en la funció de petits canvis anatòmics de la tuberositat gran veurem més endavant com influeixen en el resultat també en implantar una hemiartroplàstia per a tractar aquestes fractures.

Les fractures complexes de l'húmer proximal han estat tractades amb moltes i diferents tècniques, mínimes síntesis amb agulles percutànies, sutures trans-òssies, sutures trans-òssies recolzades amb claus d'Ender, enclavats endomedul·lars, fixadors externs i plaques d'osteosíntesi. (Fig. 11-14)



Fig. 11: síntesi amb agulles de Kirschner



Fig. 12: síntesi amb sutures trans-òssies



Fig. 13: síntesi amb claus d'Ender i sutures



Fig. 14: síntesi amb placa estabilitat angular

Però quan la fractura és de 4-parts o be té unes característiques que dificulten molt la seva osteosíntesi (osteoporosi, traços fracturaris articulars, ...), quasi tothom està d'acord en el tractament de la fractura amb la implantació d'una hemiartroplàstia. L'única excepció és la fractura en 4 parts descrita per Jakob que com ja em vist té un pronòstic tant funcional com de vascularització diferent i per tant s'accepta el tractament d'aquesta fractura amb una síntesi convencional.²⁵

Gairebé tots els autors coincideixen en que el tractament de les fractures complexes de l'húmer proximal amb una hemiartroplàstia proporciona un resultat prou bo respecte a la milloria del dolor, obtenint entre un 73% i un 97% de pacients sense dolor.⁶³⁻⁷⁹ També el nivell de satisfacció dels pacients així tractats és alt, amb nivells de satisfacció del procediment entre el 70% i el 92%.⁶³⁻⁷⁰ El resultat funcional és més impredecible i va des de resultats excel·lents en més del 80% dels pacients

segons publicava Neer⁴⁷ fins a resultats en els que la majoria dels pacients no arriben a l'elevació anterior per sobre de 100°. ⁶³⁻⁷⁰ Diversos factors s'han implicat en el perquè d'aquests resultats funcionals tan variables però els que semblen tenir més influència són l'edat del pacient, les condicions generals del pacient i la tècnica quirúrgica. ⁷¹ Respecte a la tècnica quirúrgica ja Neer va descriure com respectar les parts toves que conformen l'articulació de l'espatlla doncs són fonamentals per la posterior funció de la mateixa. ⁴⁷ La via d'abordatge més utilitzada és la deltopectoral que permet una ampla exposició de la articulació. La incisió discorre entre els punts que connecten clavícula amb coracoides i amb la cara anterior del braç. (Fig. 15)



Fig. 15: abordatge cutani deltopectoral

Un cop rebutjada la pell i el teixit cel·lular subcutani, el següent pla el constitueix el format per el deltoides i el pectoral amb la vena cefàlica que els separa. (Fig. 16)



Fig. 16: Espai format per deltoïdes, vena cefàlica i pectoral major

Un cop identificat i exposat l'espai deltopectoral, el següent pla ens porta al tendó conjunt per dins, fàscia clavipectoral per fora i el lligament coraco-acromial per sobre. (Fig. 17)

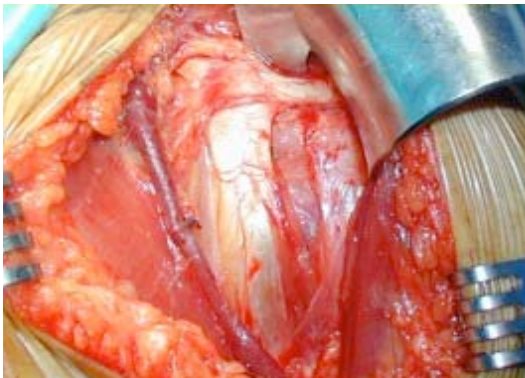


Fig. 17: Tendó conjunt, fàscia clavipectoral i lligament coraco-acromial

El següent pas és identificar el tendó insercional del pectoral i desinsserir els 2/3 superiors. (Fig.18)

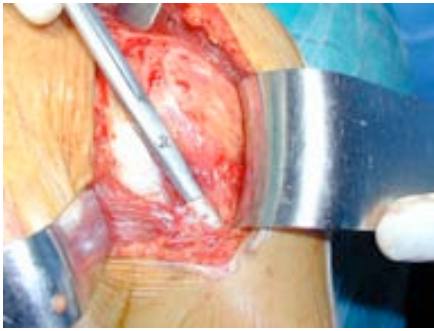


Fig. 18: Identificació del tendó del pectoral major

Al mateix lloc on s'ha desinsertit el pectoral major és on s'identificarà el tendó de la porció llarga del bíceps que serà la referència més important alhora d'identificar la tuberositat major i menor. (Fig. 19)

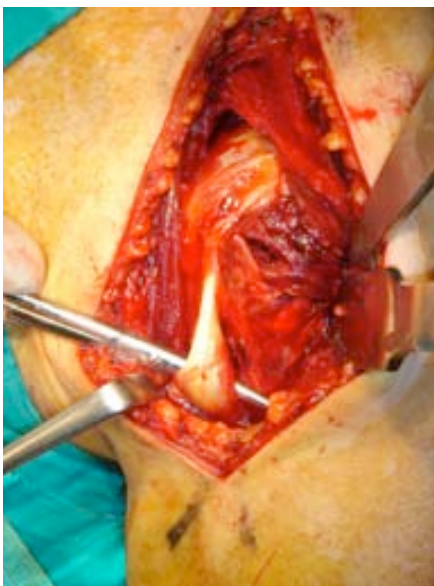


Fig. 19: Identificació del tendó bicipital

Un cop aïllades les tuberositats amb el supra i infraespinós units a la tuberositat major i el subescapular a la tuberositat menor, s'extreu el cap humeral que usualment resta sense cap inserció. (Fig. 20 i 21)



Fig. 20: Fractura amb individualització del cap humeral



Fig. 21: Cap humeral un cop extret

Un cop extret el cap humeral, queden les tuberositats adherides a les seves insercions tendinososes per una banda, i per l'altra banda queda la diàfisi sense cap referència per a poder restablir alçada i retroversió del segment proximal de l'húmer. (Fig. 22)



Fig. 22: Diàfisi humeral sense referències anatòmiques

Diferents mètodes s'han proposat per determinar l'alçada correcte a la qual implantar la pròtesi per tal de restablir l'anatomia. Hi han autors que prenen com a mida la distància del cap protèsic a la superfície inferior del acromion sota control escòpic, però això està altament influït per el grau de relaxació del pacient. (Fig. 23)

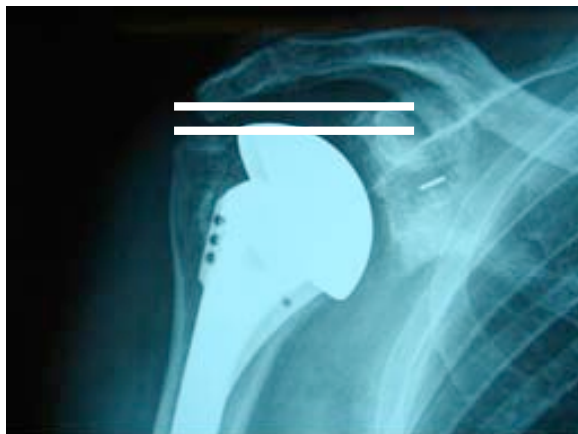


Fig. 23: Control d'alçada protèsica segons distància amb acromion

Altre mètode descrit és la tensió obtinguda del tendó del bíceps, és a dir, l'alçada protèsica correcte és aquella que restableix una correcte tensió del tendó del bíceps. Aquest mètode també és altament subjectiu i està subjecte a variacions segons relaxació del pacient, flexió o no del colze, etc...

Per altre banda també cal determinar la retroversió a la qual es deixa l'implant. Així també s'han proposat diferents mètodes com han estat el fet de què en rotació neutre del braç, el cap humeral ha de mirar a la glena. Amb tot, el mètode que més popularitat ha obtingut ha estat la referència del solc bicipital per a establir la correcte posició protèsica que restableixi la versió anatòmica del cap humeral. Cal dir prèviament que la retroversió humeral anatòmica és extremadament variable, amb un

rang que va des de una anteversió de 10.3° fins a una retroversió de 74°, i fins i tot entre l'húmer dret i esquerre d'un mateix individu per haver-hi variació.^{43,73-80}

Estudis anatòmics han determinat que entre el eix del cap humeral i el marge posterior del solc bicipital hi han 9 mm (5.5 a 13 mm), de manera que per restablir la correcta versió del cap humeral sols caldria col·locar l'aleta posterior de la pròtesi a 9 mm del solc humeral.⁸¹⁻⁸⁶

Boileau adverteix però que el solc humeral pateix una torsió de caudal a cranial i de medial a lateral que fa que segons l'alçada del traç fracturari i el nivell que prenguem com a referència del solc bicipital podem obtenir una variació important de la retroversió humeral que donem a la pròtesi sobre tot augmentant aquesta retroversió⁴³.

Estudis recents han demostrat que existeix una distància molt constant entre el marge superior de la inserció del pectoral i el cap humeral, proposant doncs prendre com a referència per a determinar l'alçada protèsica aquesta distància. Amb tot encara no hi ha estudis clínics que recolzin aquesta mesura.⁸⁷ (Fig. 24)



Fig. 24: Marge superior del pectoral major com a referència per a determinar alçada i versió protèsica

El pectoral major també s'ha descrit que es pot utilitzar com a referència per a determinar la retroversió protèsica amb una menor variabilitat que el solc bicipital. A través d'estudi cadavèric amb T.A.C. s'ha determinat que la distància entre la inserció superior del pectoral major i l'aleta posterior de la pròtesi és molt constant i de mitjana té un valor de 1,06 cm.⁸⁸ (Fig. 25)

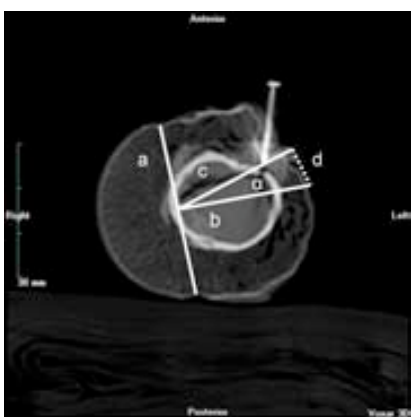


Fig. 25: Determinació de la versió protèsica segons el pectoral major.

Altre intent de minimitzar l'error tant de la alçada a la que s'implanta la pròtesi com la versió que se li dona ha estat el desenvolupament per part de la indústria comercial

de diferents instruments o guies externes que ajuden a col·locar l'implant en una alçada i versió prèviament determinades. (Fig. 26)



Fig. 26: Instrumentació per ajuda a la determinació d'alçada i retroversió protèsica

Un cop implantada l'hemiartroplàstia a l'alçada i versió que s'han considerat correctes, es passa a la sutura de la tuberositat gran i petita darrere la pròtesi. També aquest punt ha estat objecte de debat i molts han estat els dissenys de sutura proposats amb diferents avantatges i inconvenients. Actualment s'accepta que les sutures no tenen de passar per els forats que per a tal efecte tenen les aletes dels implants, doncs el micromoviment de les tuberositats trenca les sutures. Més enllà d'això, el mètode biomecànicament millor per a fer les sutures està encara per determinar malgrat estudis hagin posat èmfasi en el seu anàlisi.⁴⁵ (Fig. 27)

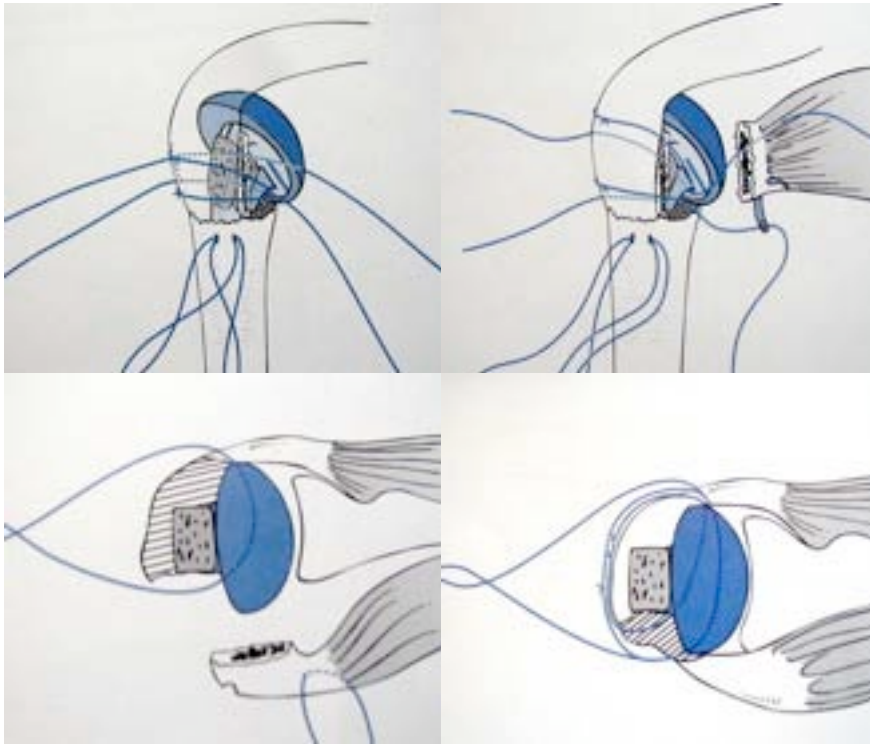


Fig. 27: Sistema de sutura de les tuberositats al voltant de la pròtesi

Un cop suturades les tuberositats es comprova la estabilitat del muntatge i després de deixar un drenatge aspiratiu es tanca el pla subcutani i la pell, deixant l'extremitat immobilitzada en rotació interna.

Hi han autors que preconitzen l'inici immediat de la rehabilitació amb exercicis passius,⁴⁷ mentre d'altres recomanen mantenir immobilitzada l'extremitat durant 3 setmanes per iniciar després una pauta de rehabilitació progressiva.⁷¹ Estudis recents prospectius i randomitzats han posat de manifest però, que no hi ha diferències significatives en el resultat funcional si es realitza una pauta de rehabilitació immediata o bé una pauta diferida.⁷²

Com ja s'ha comentat, si bé el resultat respecte a estalviar la presència de dolor de les hemiartroplàsties implantades per fractures de l'húmer proximal és força predictable i constant, no es pot dir el mateix del resultat funcional de les mateixes. Múltiples són els factors implicats en el resultat funcional, entre ells, edat, sexe, capacitat cognitiva, capacitat de realitzar correctament la rehabilitació, tipus de fractura i tècnica quirúrgica semblen ser els més importants.^{71, 89,90}

Alguns d'aquests factors no són modificables (edat, sexe, capacitat cognitiva, capacitat de realitzar correctament la rehabilitació i tipus de fractura), però d'altres com la tècnica quirúrgica són modificables per part del cirurgià. La correcta consolidació de les tuberositats s'ha demostrat que es el factor que més influència té en el resultat funcional d'aquestes pròtesis. És a dir, si les tuberositats no estan correctament consolidades, malgrat la resta de factors siguin favorables no es produeix un bon resultat funcional. En els pacients amb millor resultat funcional, les tuberositats sempre estan correctament consolidades.^{91,92}

Segons Boileau i Walch⁹¹ es consideren tres errades tècniques fonamentals en la col·locació d'una pròtesi per fractura: el primer és una tendència a medialitzar l'húmer amb una disminució de l'amplada epifisària que porta a una situació de la pròtesi en valg condicionant això una major dificultat a obtenir una bona reducció de la tuberositat major. El segon error seria una tendència a escurçar o allargar la longitud total humeral. El més freqüent es col·locar la pròtesi més baixa escurçant d'aquesta manera l'húmer i obligant al deltoides a escurçar les seves fibres per tal de afrontar el cap humeral a la glena, disminuint doncs el braç de palanca del deltoides en escurçar la distància entre el seu origen i la seva inserció i limitant per tant la

elevació anterior del braç. La situació contrària, allargar l'húmer, el que comporta és una pròtesi més sobresortida que provoca una alteració d'espai entre supraespinós, cap protèsic i arc subacromial que afavoreix el desenvolupament de conflicte subacromial. El tercer error tècnic seria variar la versió de la pròtesi en prendre referències anatòmiques poc precises tant a nivell distal (avantbraç, amb un valg variable) com proximal (solc bicipital).

Malgrat el tractament de les fractures de l'húmer proximal sigui encara molt controvertit i no estigui clar quines fractures han d'ésser tractades quirúrgicament i quines de manera conservadora, el cert és que determinats tipus de fractures sembla clar que tenen un pronòstic funcional pobre deixades a la seva evolució natural, i que en algunes d'elles, per la seva comminació i osteoporosi, la hemiartroplàstia sembla la única alternativa quirúrgica raonable. Per altre banda, el resultat funcional d'aquestes fractures és altament impredecible donat el gran nombre de factors que hi influeixen, com l'edat del pacient, el sexe, el tipus de fractura, el grau d'osteoporosi, el estat cognitiu del pacient, el tipus de tractament i la tècnica quirúrgica. De tots aquests factors, podem influir o canviar ben pocs, és probable que únicament la indicació i com ho fem, és a dir, quin tractament proposem i com de acurada és la nostra tècnica quirúrgica.

2.5 Aspectes biomecànics dels canvis en la alçada del component protèsic

humeral

Com ja s'ha vist la mateixa complexitat de la fractura fa que es perdin referències anatòmiques determinants a la hora de poder implantar correctament respecte a la alçada i a la retroversió les pròtesi per fractura del húmer proximal. Si bé Neer⁴⁷ va explicar com el fet de col·locar l'implant protèsic en una situació més alta de la anatòmica podia portar al desenvolupament de símptomes clínics de pinçament (Fig. 28) i ruptura secundària de la còfia rotadora, i el fet de col·locar l'implant protèsic en una situació anatòmica més baixa portava a una disminució de la potència d'elevació del braç per el fet d'haver escurçat l'origen i la inserció del deltoïdes (Fig. 29), estudis recents han determinat que el factor anatòmic més important que afecta la funció de la extremitat en el tractament de les fractures de l'húmer proximal mitjançant una pròtesi és la correcta reducció i consolidació de les tuberositats.

71,72,91,93-96



Fig. 28: situació alta de la pròtesi creant conflicte subacromial



Fig. 29: situació baixa de la pròtesi escurçant origen i inserció del deltoïdes

La manca de consolidació de les tuberositats porta a un ascens del cap protèsic, semblant al que succeeix en les ruptures massives de la còfia rotadora, que fa que la acció del deltoïdes no sigui efectiva en no tenir la coaptació a la glena que produeix la contracció de la còfia rotadora, de manera que el deltoïdes l'únic que aconsegueix és elevar més el cap protèsic sense aconseguir l'elevació de la extremitat. (Fig. 30)



Fig. 30: ascens de la pròtesi per la manca de consolidació de les tuberositats.

Segons Boilau i Walch en més del 40% de casos, la reducció de les tuberositats obtinguda a quiròfan ja no és satisfactòria i en més del 50% de casos de fractures operades amb hemiartroplàstia es produeix al llarg del seguiment la no consolidació de les tuberositats.⁹² (Fig. 31)



Fig. 31: mala reducció de la tuberositat ja en el postoperatori immediat.

Malgrat la migració de les tuberositats es produeix durant les fases inicials del postoperatori, no està clar que el fet d'iniciar la rehabilitació de manera immediata o demorar el seu inici tingui algun efecte respecte a la capacitat de consolidar de les tuberositats. Mentre que hi ha autors que defensen que els pacients que inicien la pauta de rehabilitació 3 setmanes després de la cirurgia tenen millor resultat funcional final i més nombre de consolidacions de les tuberositats,⁹² d'altres autors defensen que el fet de retardar l'inici de la rehabilitació sols porta a augmentar el nombre de rigideses postquirúrgiques i que globalment els resultats funcionals no milloren.⁴⁷

Sembla ser que l'ús d'empelt obtingut del cap humeral en la zona d'unió de les tuberositats a la diàfisi té un efecte positiu en la capacitat de consolidació de les tuberositats, o si més no, dins del grup de pacients amb tuberositats consolidades hi ha més pacients que han rebut empelt ossi que dins del grup de pacients sense consolidació de les tuberositats.⁹²

De la mateixa manera, també sembla tenir influència en la consolidació de les tuberositats el fet d'utilitzar sistemes externs de guia d'ajut en la determinació de la alçada correcte de la col·locació de l'implant, de manera que en aquells pacients en els que en l'acte quirúrgic es fa servir algun sistema d'ajut de restabliment de la anatomia en la col·locació protèsica, les tuberositats consoliden en més ocasions que en la resta.⁹²

Aquest fet es el que porta a pensar quin efecte té en la capacitat de consolidació de les tuberositats l'alçada a la que es deixi l'implant protèsic. Des de el punt de vista mecànic sembla clar pensar que si deixem l'implant a més alçada de la anatòmica, això produirà un augment del recorregut de la còfia rotadora al voltant de la pròtesi si volem aconseguir que la tuberositat contacti amb la diàfisi, amb el conseqüent augment de tensió de la sutura per augment de tensió en el tendó. O bé, si no augmentem el recorregut de la còfia rotadora i deixem la tuberositat darrera el cap humeral estarem produint un espai entre tuberositat i diàfisi que impedirà la seva consolidació. (Fig. 32A-B)

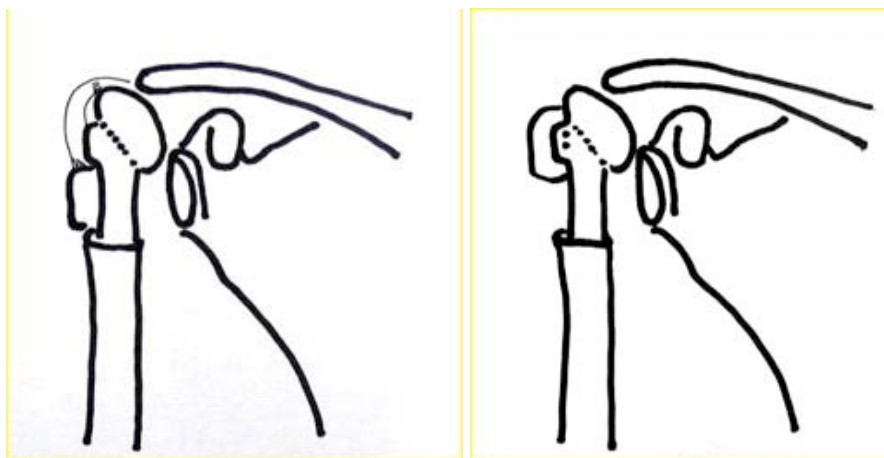


Fig. 32-A: pròtesi en situació més alta amb augment de recorregut de la còfia

Fig. 32-B: pròtesi en situació més alta i amb gap insercional

Per altre banda, si disminuïm l'alçada protèsica, la còfia rotadora també tindrà d'allargar el seu recorregut fins a poder contactar amb una diàfisi més allunyada que la anatòmica. (Fig. 33)



Fig. 33: Situació protèsica baixa amb allargament de la còfia rotadora

Ambdues situacions, tant la d'augmentar l'alçada com la de disminuir l'alçada protèsica semblen augmentar la tensió de sutura de les tuberositats i posar per tant a risc la capacitat de consolidar de les tuberositats. Malgrat això no hi ha estudis biomecànics al respecte.

3. HIPÒTESI DE TREBALL. OBJECTIUS

3.1 Hipòtesi de treball

3.2 Objectius

3.1 Hipòtesi de treball

Els canvis en l'alçada de l'implant no condicionen variacions en l'elongació dels múscles de la còfia rotadora que comportin canvis en les tensions de les sutures de les tuberositats a la diàfisi humeral.

3.2 Objectius

3.2.1 Determinar quina és la tendència d'alçada en la implantació de les hemiartroplàsties per fractura.

3.2.2 Analitzar quins són els resultats clínics funcionals de les hemiartroplàsties per fractura de l'húmer proximal segons l'alçada d'implantació.

3.2.3 Analitzar quins són els canvis en les tensions entre les sutures de les tuberositats entre elles i amb la diàfisi humeral en canviar l'alçada de l'implant en un model estàtic.

3.2.4 Analitzar quins són els canvis en les tensions entre les sutures de les tuberositats entre elles i amb la diàfisi humeral en canviar l'alçada de l'implant en un model dinàmic.

4. MATERIAL I MÈTODE

4.1 Estudi clínic

4.1.1 Descripció de la mostra

4.1.2 Tècnica quirúrgica

4.1.3 Estudi postoperatori

4.1.4 Anàlisi estadística

4.2 Estudi estàtic

4.2.1 Descripció muntatge estàtic

4.2.2 Fitxa tècnica del dispositiu de mesura

4.2.3 Descripció de les proves

4.2.4 Enregistrament de tensions

4.3 Estudi dinàmic

4.3.1 Descripció del muntatge dinàmic

4.3.2 Fitxa tècnica del robot

4.3.3 Preparació del *sawbone* i sistemes de mesura

4.3.4 Descripció de les proves

4.3.5 Enregistrament de tensions

4.3.6 Anàlisi estadística

El treball sobre la influència de la alçada en les hemiartroplàsties per fractura del terç proximal de l'húmer es compon de tres estudis diferents. En primer lloc es va realitzar un estudi clínic sobre 25 pacients, un segon estudi anatòmic, realitzat al Departament d'Anatomia de la Universitat Autònoma de Barcelona, en el qual sobre quatre preparacions anatòmiques es va col·locar una hemiartroplàstia en diferents posicions d'alçada, i es van reproduir les sutures, sobre les quals es col·locaren unes galgues que mesuraven la tensió que passava per les mateixes en aplicar una força de tracció sobre els tendons del manegot de rotadors (forces de tracció constant a través d'un mecanisme de manovella). I un tercer estudi que es va realitzar al Centre de Recerca d'Enginyeria Biomèdica de la Universitat Politècnica de Catalunya, mitjançant un robot dissenyat per a realitzar els moviments de l'espatlla sobre un fantomas al que se li col·loca una hemiartroplàstia en diferents posicions d'alçada, i amb les mateixes galgues es mesura la tensió en les diferents sutures.

4. 1 Estudi clínic

4.1.1 Descripció de la mostra

Estudi prospectiu sobre 25 pacients afectes de fractura del terç proximal de l' húmer als quals se'ls hi va posar una hemiartroplàstia. Els pacients varen ser intervinguts entre els anys 1997 y 2000, amb una mitjana d' edat de 74,76 anys (57-85), una distribució por sexes de 18 dones i 7 homes. Respecte a la lateralitat, 12 espatlles dretes i 13 esquerres. L'anàlisi de les dades es va fer a l'any de seguiment. La classificació de les fractures utilitzada va ser la de Neer. Es va utilitzar una hemiartroplàstia modular anatòmica amb cap humeral "offset". La demora mitja des de la fractura fins el tractament quirúrgic va ser de 4,96 dies (1-14).

4.1.2 Tècnica quirúrgica

Tècnica quirúrgica estandarditzada : sota anestèsia general amb el pacient col·locat en posició de "cadira de platja" i el braç lliure a la vora de la taula quirúrgica, s'exposa la fractura mitjançant un abordatge deltopectoral, sent acurat en la dissecció del deltoides intentant no danyar l'origen de les seves fibres musculars i no realitzant mai desinserció de les mateixes, així es retreu el deltoides lateral i el dorsal menor medialment, intentant preservar la vena cefàlica que es rebutja a lateral. S'utilitza el tendó del bíceps i la corredora bicipital com a referència per a la identificació d'ambdues tuberositats (en la majoria d'ocasions la línia de fractura es troba lateral al solc bicipital). S'identifiquen les esmentades tuberositats i es col·loquen punts de sutura fort en la unió tendó-os d'ambdues i es retreuen. Posteriorment s'extreu el cap humeral i s'utilitza aquest per mesurar la mida del cap protèsic a implantar, així com per a l'obtenció d'empelt ossi, s'examina la glena per detectar si existeixen defectes o erosions.

Es prepara el canal medul·lar humeral utilitzant fresas de diàmetres progressius. Es col·loca l'implant de prova, el tamany del qual tindrà el diàmetre de l'última fresa, prèviament es perforen dos orificis a la diàfisi humeral per habilitar les sutures verticals de les tuberositats.

La col·locació de l'implant s'ha de realitzar intentant una posició anatòmica en quant a retroversió (aproximadament entre 20° i 40°) i a una alçada correcta de tal manera que les tuberositats quedin perfectament reduïdes. En primer lloc per establir la retroversió s'utilitza com referència la pestanya posterior de la pròtesi, de tal manera que aquesta quedi a uns 5 mm posterior al solc bicipital. La segona referència

és que amb el braç en rotació neutra el cap quedi perfectament orientat a la cavitat glenoidea, i finalment es comprova la bondat de la col·locació mitjançant un sistema de mesura extern de retroversió que ofereix l'instrumental de l'implant. Quant a l'alçada, es pren com referència la correcta reducció de les tuberositats a la diàfisi, tenint en compte que el punt més proximal del cap humeral protèsic ha de quedar a uns 5 mm superior al troquíter.

Finalment es cimenta la diàfisi amb el component protèsic definitiu i es realitza la reducció de les tuberositats que s'ancoren mitjançant sutures horitzontals i verticals amb fil fort trenat no reabsorbible (Ethibon 5R) (Fig. 34), omplint amb empelt ossi prèviament obtingut del cap humeral l'espai entre tuberositats i diàfisi humeral. Es deixa un drenatge aspiratiu durant 24 hores i es tanca només el pla subcutani i la pell, ja que l'espai deltopectoral torna a quedar a lloc.

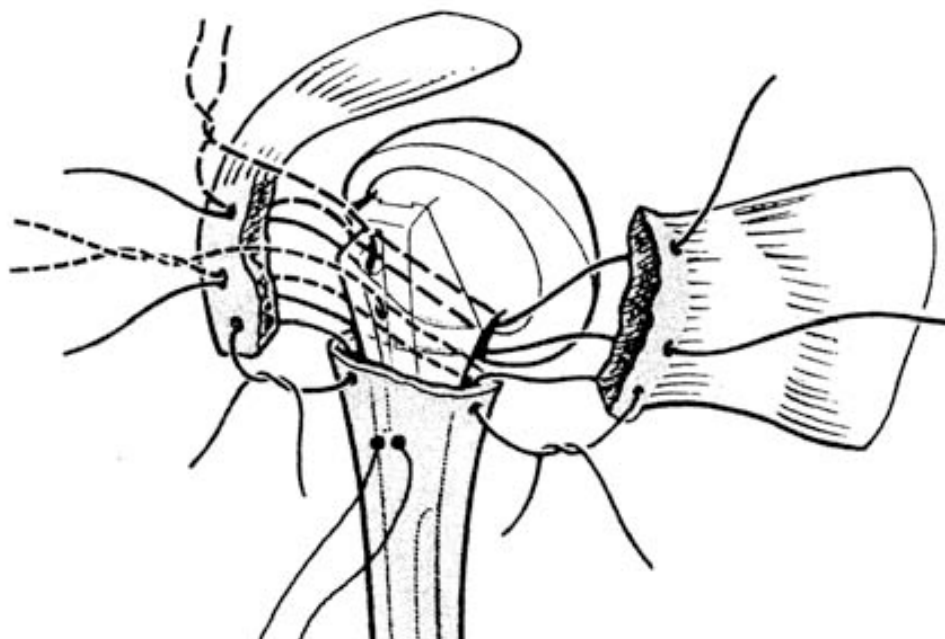


Fig. 34: Esquema que mostra la sutura vertical i horitzontal de les tuberositats

Posteriorment aquests pacients segueixen un protocol de RHB que consisteix en una immobilització amb un embenat en rotació interna fins a la 3^a setmana postoperatòria, quan s'inicia mobilitat passiva assistida amb extremitat contralateral i mitjançant politges, posteriorment s'inicia la mobilitat en rotació interna intentant guanyar la màxima amplitud d'arc mòbil abans d'iniciar la mobilitat activa.

4.1.3 Estudi postoperatori

En tots els pacients es va obtenir preoperatoriament un estudi radiològic consistent en les projeccions Anteroposterior i Perfil en el pla de l'escàpula, així com un estudi per tomografia computeritzada (T.C.). La classificació final de la fractura es va realitzar atenent les imatges radiològiques, la T.C. i la visió directa en sala d'operacions de la fractura. A tots aquests pacients se'ls va practicar en primer lloc un estudi radiològic en el postoperatori immediat per avaluar la reducció de la tuberositat major obtinguda, establint-se 3 categories: bona (Fig. 35), regular (Fig. 36) i dolenta (Fig. 37). Aquestes categories es van establir en funció de dos paràmetres. El primer és l'ancoratge de la tuberositat major a la diàfisi, i el segon la distància entre la tuberositat major i el punt superior de la pròtesi que han de ser entre 5 i 10 mm. Si la radiografia complia els dos paràmetres es considerava reducció bona, si complia un dels dos se'n considerava regular i si no es donava cap reducció dolenta.

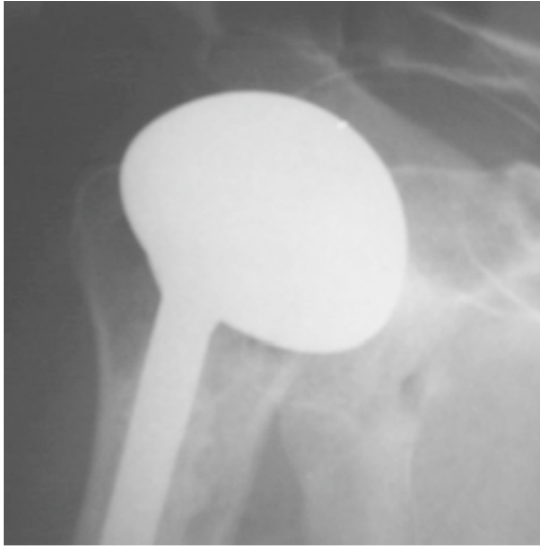


Fig. 35: reducció bona de la tuberositat



Fig. 36: reducció regular de la tuberositat



Fig. 37: reducció dolenta de la tuberositat

Al final del seguiment del pacient es realitza un nou estudi radiològic i mitjançant T.C., i una avaluació funcional.

En primer lloc es realitza un estudi radiològic consistent en l'obtenció d'una projecció en AP dels 2 hùmers sencers. Es realitza una mida de la longitud total humeral tant del braç afectat com del braç sa. Aquesta mesura es fa segons varen descriure Walch i Boileau.⁹² La medició consisteix en traçar l'eix diafisari de l'húmer i sobre ell traçar la tangent al cap humeral i perpendicular a l'eix, i a continuació traçar l'eix epicòndil-epitròclea perpendicular també a l'eix diafisari. El segment d'húmer comprés entre aquestes dos perpendiculars és el que utilitzem per a les mesures. En aquestes projeccions s'inclou una eina externa de mida coneguda per poder després mesurar les distàncies reals a la projecció. (Fig. 38)



Fig. 38: Mesura de la longitud total ambdós hùmers

A través de l'estudi per T.A.C. es determina la consolidació de la tuberositat major al final del seguiment (mínim un any) en talls convencionals de T.A.C. i s'estableixen tres categories: consolidació correcta (Fig. 39), consolidació posterior (Fig. 40), i tuberositat major migrada o absent (Fig. 41).

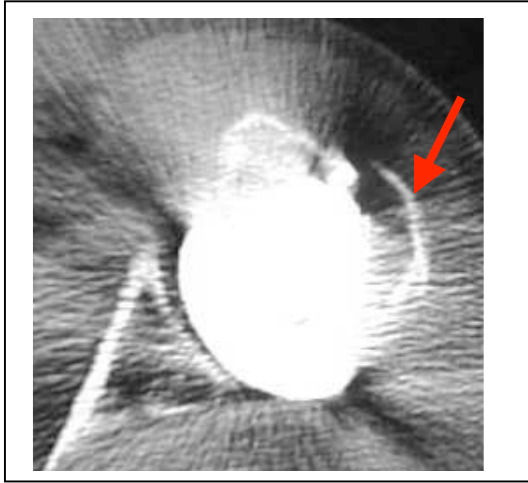


Fig. 39: Imatge de T.A.C. de consolidació correcte de la tuberositat gran

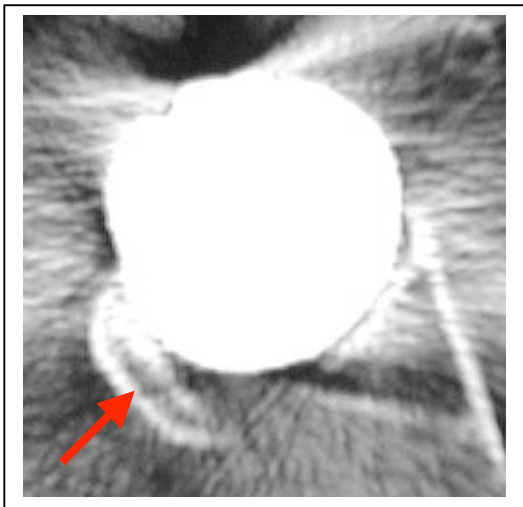


Fig. 40: Imatge de T.A.C. de consolidació posterior de la tuberositat gran

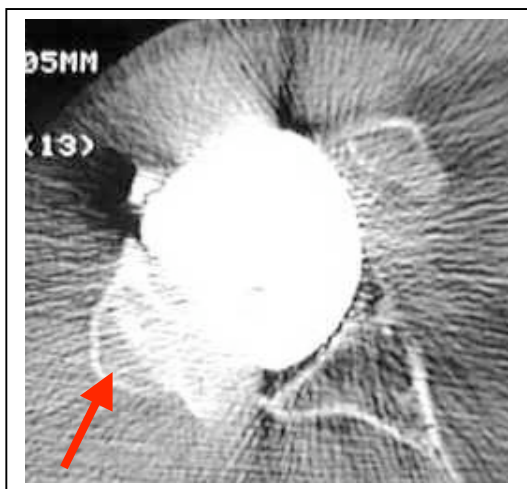


Fig. 41: Imatge de T.A.C. d'absència de consolidació de la tuberositat gran

Per a la valoració funcional s'utilitza l'escala funcional de Constant.⁹⁷ La escala de Constant es compon d'una avaluació subjectiva dolor(D) i activitats vida diària(AVD), i una valoració objectiva, elevació anterior(EA), abducció (ABD), rotació externa(RE), rotació interna(RI), mesurats amb goniòmetre i la força(F) mitjançant dinamòmetre i expressada en pounds(p). La millor puntuació de Constant es la de 100 punts, que corresponen 15 a dolor, 20 a activitats de la vida diària, 10 a elevació anterior, 10 a abducció, 10 a rotació externa, 10 a rotació interna i 25 a força. S'estableix un Constant total que és la suma dels valors comentats i tots ells es comparen amb l'extremitat contralateral.

4.1.4. Anàlisi estadística

Anàlisi estadística: Es va realitzar una anàlisi descriptiva de totes les dades. Les variables categòriques es van presentar amb una freqüència absoluta i percentatge,

les variables quantitatives es van presentar amb la mitja i desviació estàndard o bé amb la mitjana i quartils en cas de no ajustar-se a una distribució normal.

Els contrastos entre variables quantitatives es van analitzar amb la prova t de Student quan es comparaven dues categories o amb l'anàlisi de la variança d'una via (ANOVA) quan van ser més de dos, aplicant la correcció de Tukey per a comparacions múltiples. La prova U de Mann-Whitney i la prova Kruskal-Wallis en el cas de variables quantitatives que no s'ajusten a una distribució normal. En els contrastos entre variables es va utilitzar la prova de Khi quadrat, o la prova exacta de Fisher en funció dels criteris d'aplicació.

Així mateix per analitzar la relació entre dues variables quantitatives es va calcular el Coeficient de Correlació d' Spearman Pearson.

Es considera el valor de $p < 0,05$ com a estadísticament significatiu.

Les dades es van analitzar amb els paquets estadístics SPSS versió 12 instal·lat a l'Institut Municipal d'Investigació Mèdica de Barcelona.

4.2 Estudi estàtic

La segona part de la Tesi consta d'un estudi anatòmic realitzat a la Sala de Dissecció d'Anatomia de la Universitat Autònoma.

4.2.1 Descripció muntatge estàtic

Sobre una preparació anatòmica d'una espatlla de cadàver, dissecada fins al pla del manegot de rotadors, es reproduïx una fractura en 4 fragments i es col·loca l'hemiartroplàstia. La preparació queda fixada per dos punts, per l'escàpula mitjançant un suport especial utilitzat per les preparacions anatòmiques que a la vegada s'ancora a la taula d'anatomia, i el segon punt correspon a la diàfisi humeral, mitjançant un tub cilíndric perforat fet d'acer, pel qual s'introdueix la diàfisi i es travessen totes dues estructures amb 3 claus de Steinman. Aquest suport queda ancorat al terra per una ampla base.

A la unió entre tendó-os de cadascun dels tendons del manegot de rotadors (supraespinós, infraespinós i subescapular) es trenca un fil (Ethibon nº5) el qual s'utilitzarà per realitzar tracció. Aquests 3 fils es recullen a un mecanisme de manovella que es troba en front de la preparació ancorat a la taula d'anatomia mitjançant un suport que utilitza el mateix mecanisme d'ancoratge que el que hem fet servir per a la preparació. Aquest mecanisme de manovella s'utilitza per a realitzar una tracció constant per part de l'altre examinador. (Fig. 42)

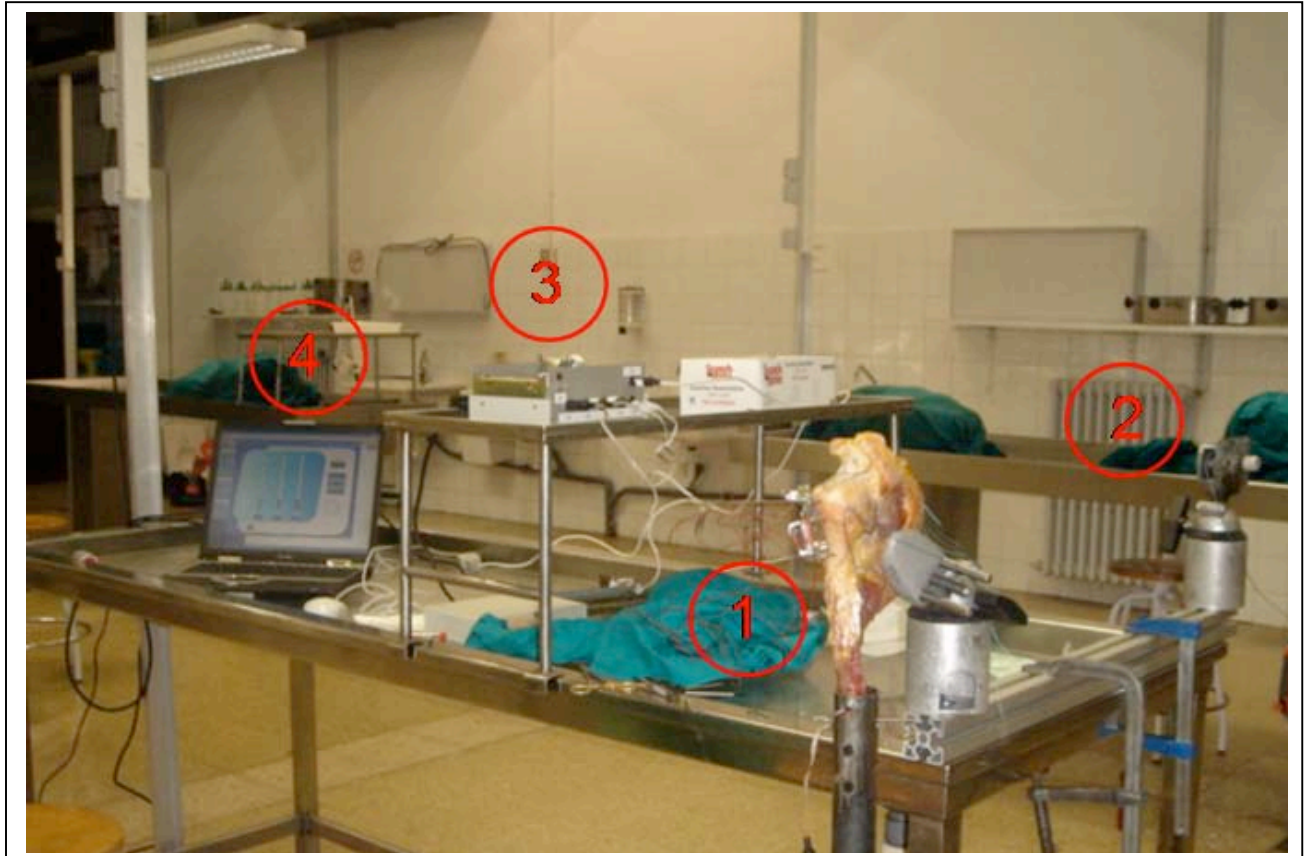


Fig. 42: Estructura del muntatge de l'estudi anatómic: 1) preparació anatómica amb les galgues. 2) mecanisme de tracció. 3) circuit acondicionador de senyals (recull la informació de les galgues). 4) ordinador que registre i representa la senyal recollida.

Sobre la preparació anatómica es reproduïx una fractura en 4 fragments mitjançant un escoplo. La fractura a nivell del coll anatómic agafa com a referència el càlcar a on posteriorment es recolzarà la pròtesi. S'extreu el cap humeral, es fresa el canal

endomedul·lar i es col·loca una hemiartroplàstia modular anatòmica amb cap humeral “offset”. No es va poder utilitzar ciment per fixar l’hemiartroplàstia perquè això requeriria un número de preparacions important per realitzar totes les proves desitjades. Es va utilitzar una cinta aïllant rugosa que adherida a la diàfisi permetia ancorar la pròtesi en les condicions d'alçada i retroversió desitjades.

Un cop col·locada la pròtesi es realitzen les sutures. Les sutures es recolzen sobre uns sensors de mesura de tensions. El fil de sutura (Vycril 3/0) es passa per l'os perforat amb una broca de 2mm de diàmetre, el fil està nuat en un dels seus extrems a una peça metàl·lica que queda bloquejada a la part interna de la perforació feta a la tuberositat, l'altre extrem s'introdueix al dispositiu de mesura segons mostra la figura (fletxes blaves), aquest dispositiu permet tensar la sutura fins la reducció de la tuberositat. El dispositiu de mesura queda ancorat a l'húmer per una agulla de Kirschner 2.0. Es va denominar sensor 1 al dispositiu de mesura col·locat a la sutura entre tuberositat petita i diàfisi, sensor 2 a la sutura entre totes dues tuberositats i sensor 3 a la sutura tuberositat gran i diàfisi. (Fig. 43 i 44)

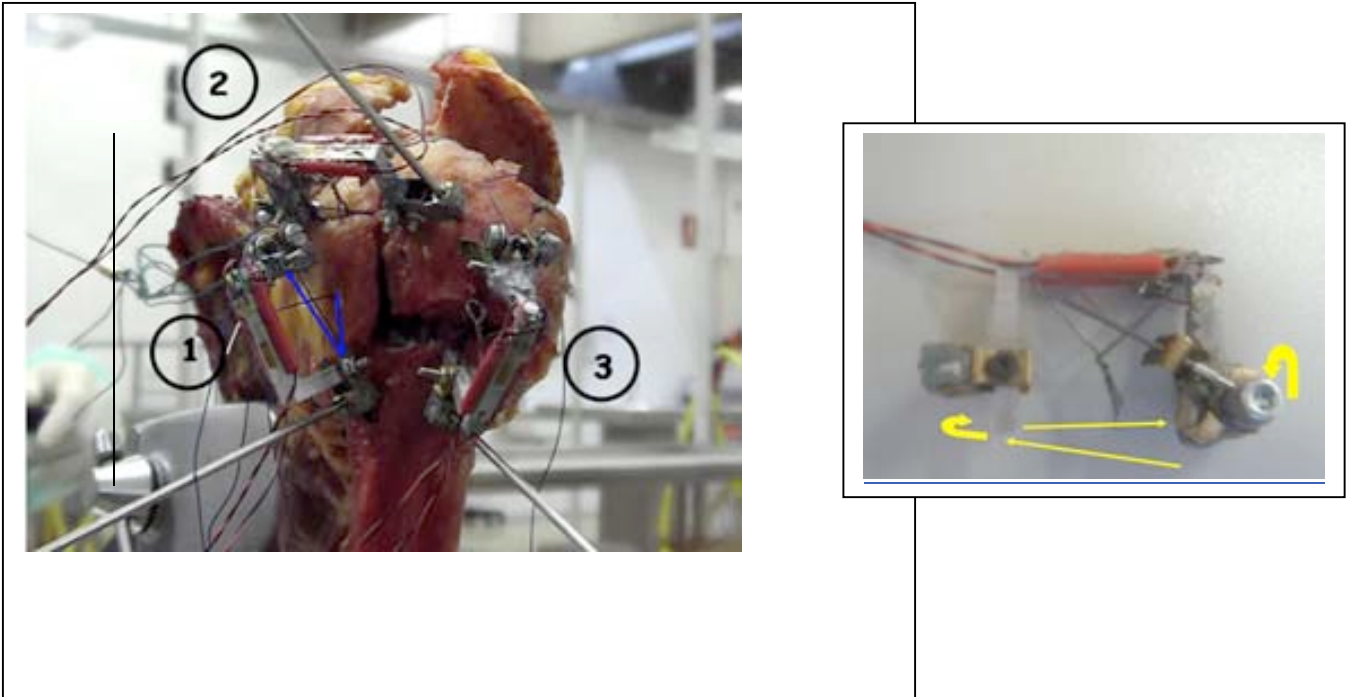


Fig. 43: Disposició de sensors sobre la mostra. Sensor 1: tuberositat petita-diàfisi. Sensor 2: entre les tuberositats.
Sensor 3: tuberositat gran-diàfisi

Fig. 44: Disposició del fil de sutura sobre el sensor de medició de tensions

4.2.2 Fitxa tècnica del dispositiu de mesura

Components: El dispositiu de mesura consta de un sensor, un circuit acondicionador de senyals i un microcontrolador per a processar les dades dels sensors i enviar-los a un ordinador personal per al seu registre i presentació. L'objectiu es captar les forces de tensió que passen per les sutures (Fig. 45).

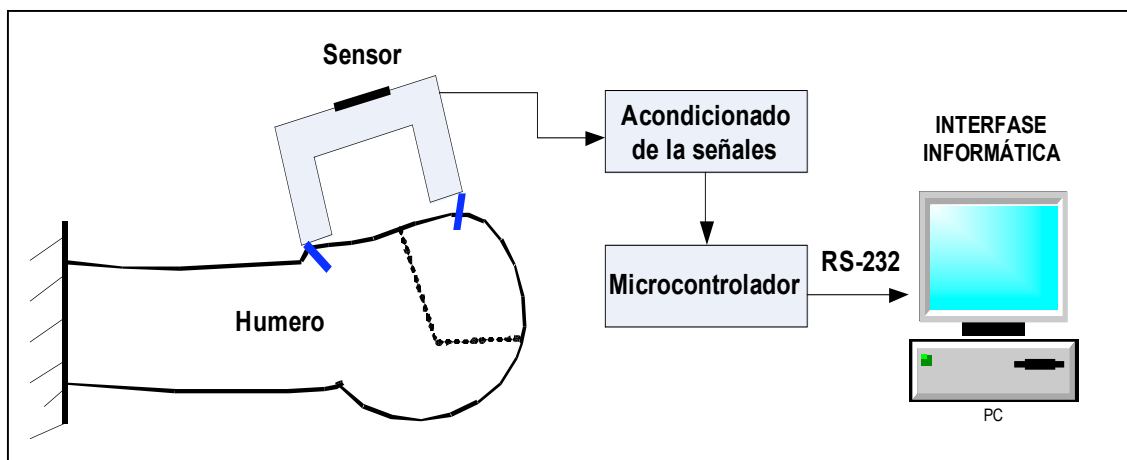


Fig 45: Sensor i sistema d'adquisició de senyals de força

Estructura mecànica: L'objectiu és mesurar la força del fil de sutura introduint un element en sèrie amb el fil, és evident que el disseny d'aquest dispositiu és un repte ja que les seves dimensions i l'ambient on es treballa limita el seu desenvolupament i implementació final.

Inicialment es van implementar diversos sensors i es va validar i es va obtenir un estudi de pros i contres. Estudi que va permetre finalment desenvolupar i implementar un sensor acceptable per a l'experimentació final amb espècimens. A més les proves tant al laboratori d'anatomia com les realitzades al laboratori de robòtica de la UPC, amb els sensors van permetre ajustar el disseny final del sensor.

El sensor és una figura tipus ferradura rectangular o tipus marc que està constituït per una estructura en pont, a la figura es mostren la seva estructura i les seves mesures (en mil·límetres). (Fig. 46)

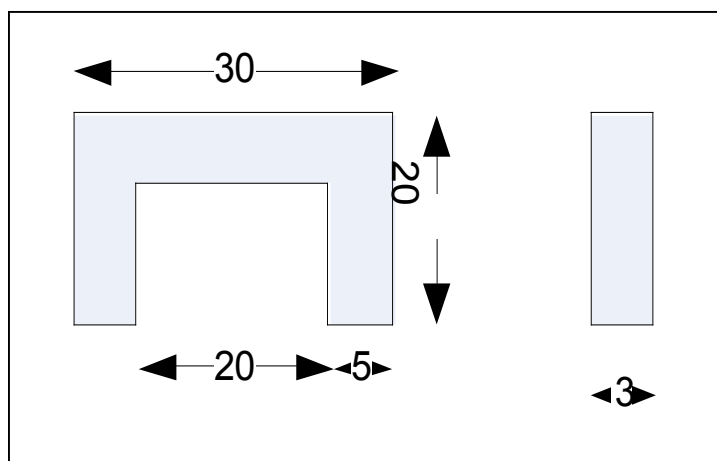
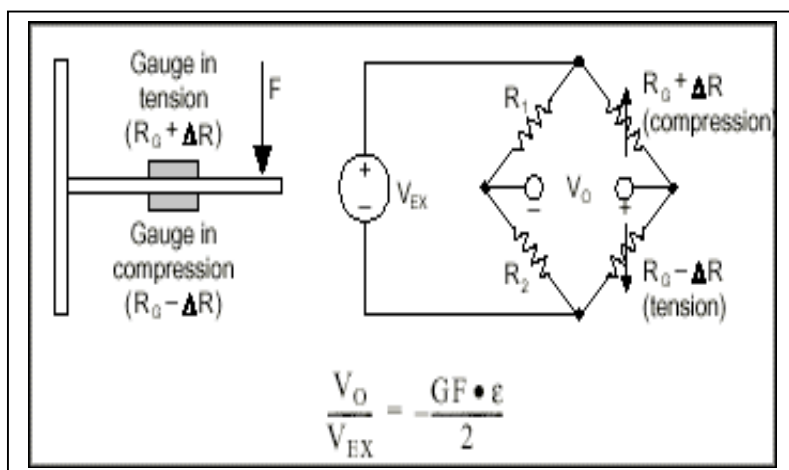


Fig. 46: estructura del sensor que recull les tensions

A la barra superior s'ha considerat com una barra encastada, les forces que es realitzen sobre les dues barres verticals es veuen reflectides en ella, el material de fabricació és alumini que té un coeficient alt a la ruptura però és flexible i és mal·leable i fàcil de mecanitzar.

En l'estructura mecànica s'han implementat dos sensors *Strain Gauge*[®] a la barra horitzontal del sensor com es mostra en el model simplificat de la figura. Aquests sensors permeten mesurar les forces produïdes per la compressió de les dues barres verticals portada a terme pel fil sutura.



4.2.3 Descripció de les proves

Es varen realitzar **4 proves** en 4 espatlles de cadàver fresc-congelat, en cada cadàver es varen realitzar **3 proves** modificant l'alçada de manera que el primer estudi recollia les dades de les tensions quan la pròtesi estava col·locada de manera anatòmica, la segona prova es disminuïa l'alçada en 1 cm i finalment en la tercera prova s'augmentava la alçada en 1 cm.

Cadascuna d'aquestes proves va quedar enregistrada en vídeo, mitjançant una càmera col·locada amb un tríode al costat de la preparació anatòmica, la qual cosa ens va permetre també estudiar el comportament de les sutures en aplicar la tensió.

Es va considerar el final de cada prova en el moment que es trencava una sutura o quan es produïa una diàstasi superior a 1cm de les tuberositats, obtenint un pic de tensió a la gràfica.

L'alçada es va modificar deixant més alta 10mm la pròtesi respecte a la posició anatòmica (és a dir 5mm per sobre del càlcar) denominat "alçada alta". I es va denominar "alçada baixa" fent una osteotomia 10mm per sota del càlcar i enfonsant la pròtesi a aquesta alçada.

4.2.4 Enregistrament de tensions

Enregistrament de tensions: En cadascuna d'aquestes proves es va fer el muntatge anteriorment descrit per mesurar la tensió que absorben les diferents sutures. Així, un cop es tenia la pròtesi col·locada i els sistemes de mesura de les sutures a punt, un dels experimentadors aplicava una tracció constant manual mitjançant el mecanisme de manovella, en el moment que començava a fer tracció es posava en marxa el suport informàtic que enregistrava les tensions d'una forma numèrica en document d'excel a partir del qual s'extreien les gràfiques d'enregistrament de tensions per

cadascuna de les sutures i per a cadascuna de les proves realitzades. En aquestes gràfiques es representava en l'eix d'abscisses (x) el temps (nº mostres - cada segon es recollien 10 mostres) i en l'eix d'ordenades (y) la força (gr.) (Fig. 47 i 48)

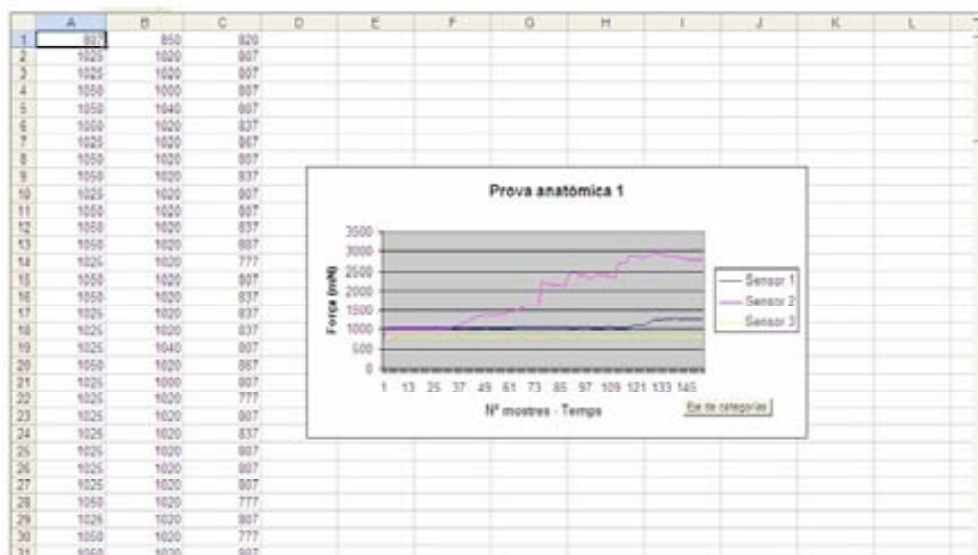


Fig. 47. Gràfica que mostra les corbes de registre de tensions dels tres sensors per a la prova anatómica.

Gràfiques que s'utilitzen per a la interpretació de resultats.

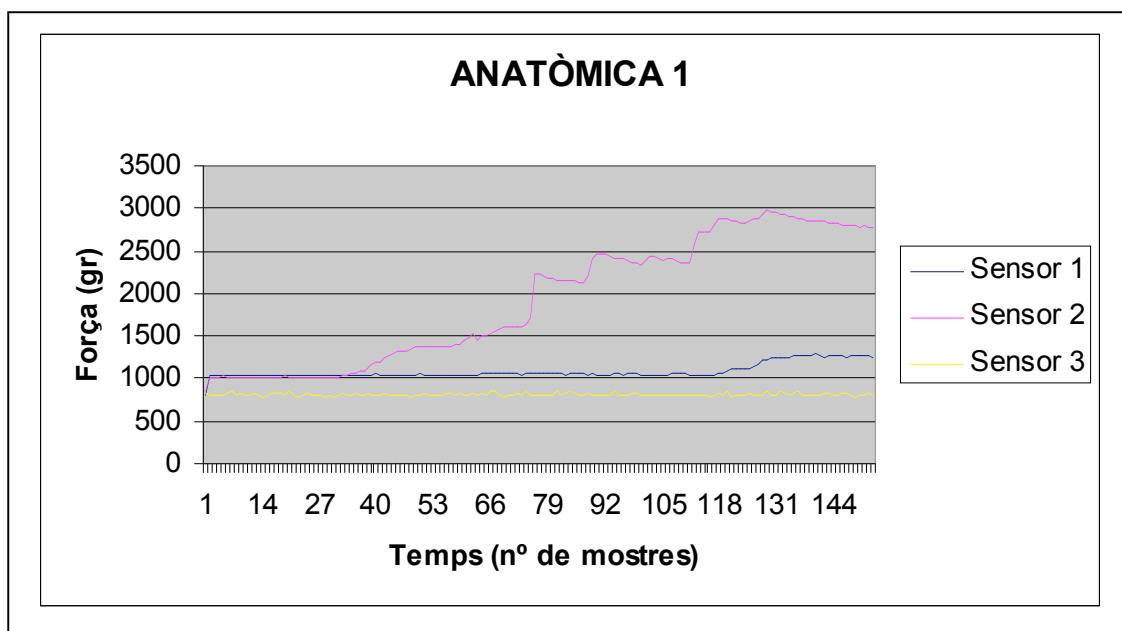


Fig. 48: Document d'excel que registre els valors numèrics de les forces de tensió, a partir dels quals es realitzen les gràfiques.

A més a més, en el mateix moment que es realitzava la prova es podien visualitzar les variacions de cada galga en la pantalla de l'ordinador portàtil (Fig. 49). Això a més, era molt útil per el calibratge de les galgues prèviament a la prova i per determinar la tensió d'inici de les mateixes abans d'aplicar la tracció. La tensió prèvia a la prova era la suficient per al contacte de les superfícies òssies, en aquelles proves en les quals la modificació de la posició de la pròtesi no ho permetia es col·locava el dispositiu de mesura a un mínim 800mN.

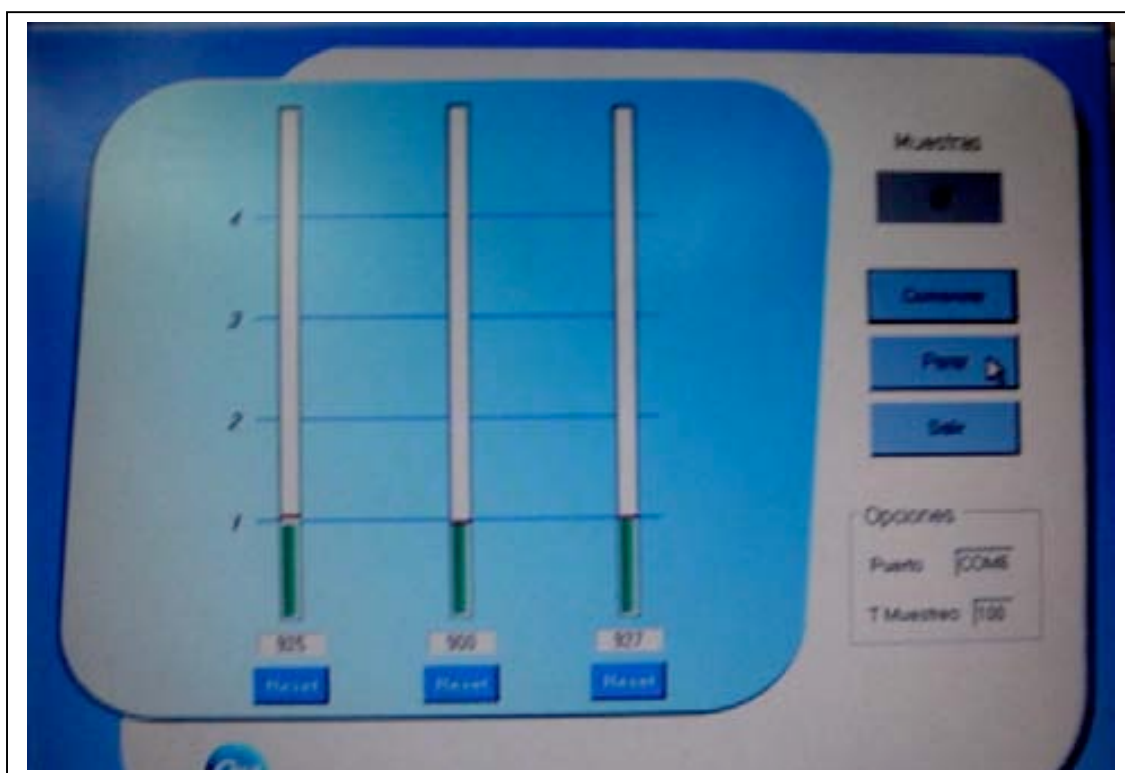


Fig. 49: registre de variacions de cada galga en la pantalla de l'ordinador portàtil

4.3 Estudi dinàmic

En la Universitat Politècnica de Catalunya en el Centre de Recerca d'Enginyeria Biomèdica, va tenir lloc la tercera part de l'estudi.

4.3.1 Descripció del muntatge dinàmic

Aquest departament va desenvolupar una aplicació robòtica, basada en un robot i un fantomas que reproduïx l'anatomia de l'húmer. Aquest sistema permet aplicar un cicle de moviments propis de l'espatlla sobre la preparació, que correspon a un Sawbone[®] de l'húmer sobre el qual es reproduïa la fractura en 4 fragments i es col·locava la pròtesi.

Per a la reproducció del model de l'espatlla des de el punt de vista biomecànic i de reproducció d'insercions i tensions es varen tenir en compte els models d'espatlla prèviament avaluats.⁹⁸⁻¹⁰⁴ En aquest cas es reproduïx una articulació de l'espatlla de la següent manera:

Húmer: utilitzem un fantomas que reproduïx perfectament l'anatomia de l'húmer. A cadascuna de les tuberositats s'enganxen unes corretges que substitueixen els tendons del manegot, 2 corretges de cuir a tuberositat gran (supraespinós i infraespinós) i una corretja a tuberositat petita (subescapular). Aquestes corretges connecten a una molla i aquesta amb un dinamòmetre (el dinamòmetre ens permet donar-li la tensió correcta) i a la vegada mitjançant una cadena es fixen a una estructura metàl·lica vertical (que reproduïx la direcció adequada de cada tendó). Aquesta tensió correcta i la direcció adequada ens permet que el sistema no es luxi.

Glenoides: estructura còncava de silicona que presenta un motlle on encaixa i roda perfectament el cap de l'húmer del fantomas. Aquesta glenoides artificial té un poste

metà·lic que queda fermament ancorat al terra (mitjançant cargols a una altra barra metà·lica)

Robot: consta d'un braç articulat que s'ancora a la preparació (a la zona metàfiso-diafisària distal del fantomas de l'húmer) a mode de pinça. Aquest braç robòtic es pot programar perquè reproduïxi qualsevol dels moviments de l'articulació de l'espatlla (elevació anterior, retropulsió, abducció, adducció, rotació externa i rotació interna).

Així amb la tensió correcta i direcció adequada de les corretges en les tuberositats s'aconsegueix una orientació òptima del cap de l'húmer sobre la glena, això fa que el sistema no es luxi quan el robot reproduïxi els moviments. (Fig. 50)

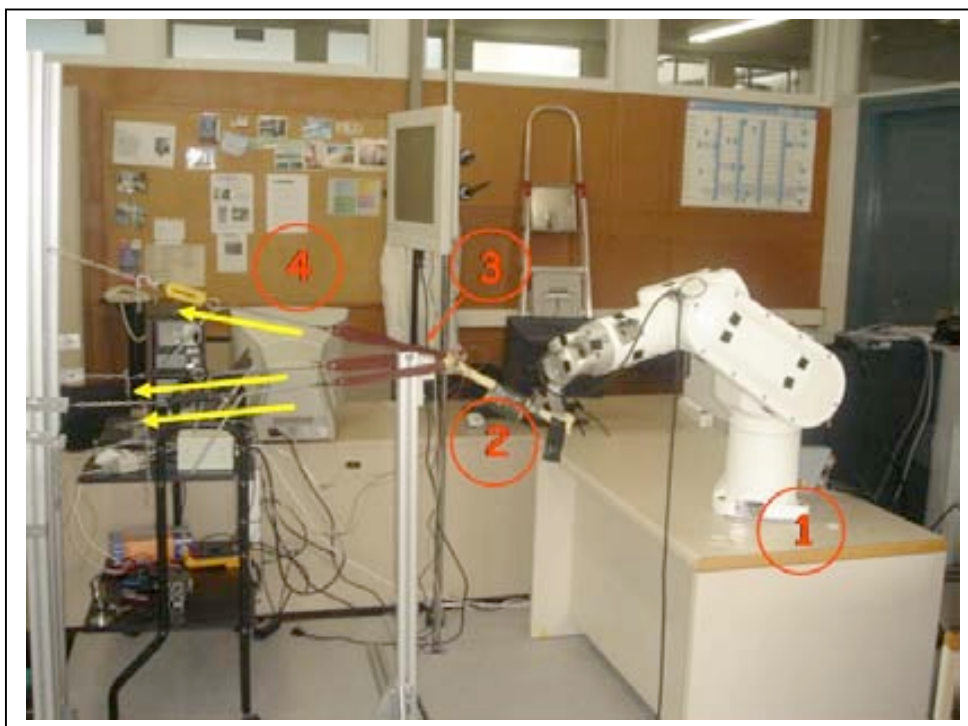


Fig. 50: Estructura del muntatge de l'estudi biomecànic: 1) Robot 2) Fantomas húmer amb la col·locació de les galgues 3) Glenoides 4) Sistema de corretges que substitueixen al manegot, amb direcció i tensió adequades

4.3.2 Fitxa tècnica del robot

El robot utilitzat és un (Staubli RX-60) de 6 graus de llibertat angulars, amb una capacitat de càrrega nominal de 2,5 Kg i càrrega màxima de 10Kg. L'abast del canell és de 665 mm. El robot té acoblat un sensor de forces i parells al canell (ATI-Multi-Axis F/T sensor), també de 6 graus de llibertat, que permet mesurar els parells i torsions que aplica l'usuari en guiar-lo. Amb aquest robot, l'usuari pot programar la trajectòria desitjada de forma gestual, és a dir, acompanyant-lo per un agafador acoblat a l'element terminal, o mà del robot, de la mateixa manera que ho faria acompanyant la mà d'una persona per fer-li fer els exercicis.

Programació del Robot: Es va programar el robot perquè realitzes un cicle de moviments a la preparació que constava de: 90° graus d'anteversió, des d'aquesta posició fa 30° de rotació externa, a partir d'aquí executa 60° graus de rotació interna, torna a la posició de rotació neutra i fa 90° de retropulsió fins a la posició d'inici. El robot realitzava aquest cicle de forma repetitiva i constant sobre la preparació en cadascuna de les proves realitzades.

4.3.3 Preparació del Sawbone i sistemes de mesura

Preparació del Sawbone® d'húmer i sistemes de mesura: De la mateixa manera que en les preparacions de cadàver, es va reproduir una fractura en quatre fragments mitjançant escoplo. La osteotomia del coll es fa a nivell del càlcar, punt de referència per l'alçada de la hemiartroplàstia en posició anatòmica. Un cop hem fet les osteotomies es col·loca la hemiartroplàstia, utilitzem la mateixa cinta de fixació per obtenir l'ancoratge de la diàfisi al canal endomedullar, que hem fet servir en la prova anatòmica i a més reforcem l'ancoratge amb una peça metàl·lica cargolada a la

pestanya posterior de la pròtesi, aquesta peça queda clavada a l'os i ens permet controlar perfectament la retroversió a la qual col·loquem la pròtesi (Fig. 51).



Fig. 51: control de retroversió al col·locar la pròtesi

Un cop col·locada la pròtesi es realitzen les sutures seguint la mateixa sistemàtica que per a l'estudi anatòmic i utilitzant els mateixos sistemes de mesura. Per a les sutures s'utilitza el mateix fil (Vycril 3/0), la disposició de les galgues és la mateixa, amb el mateix software que permet obtenir les dades i gràfiques d'enregistrament de tensions. (Fig. 52)

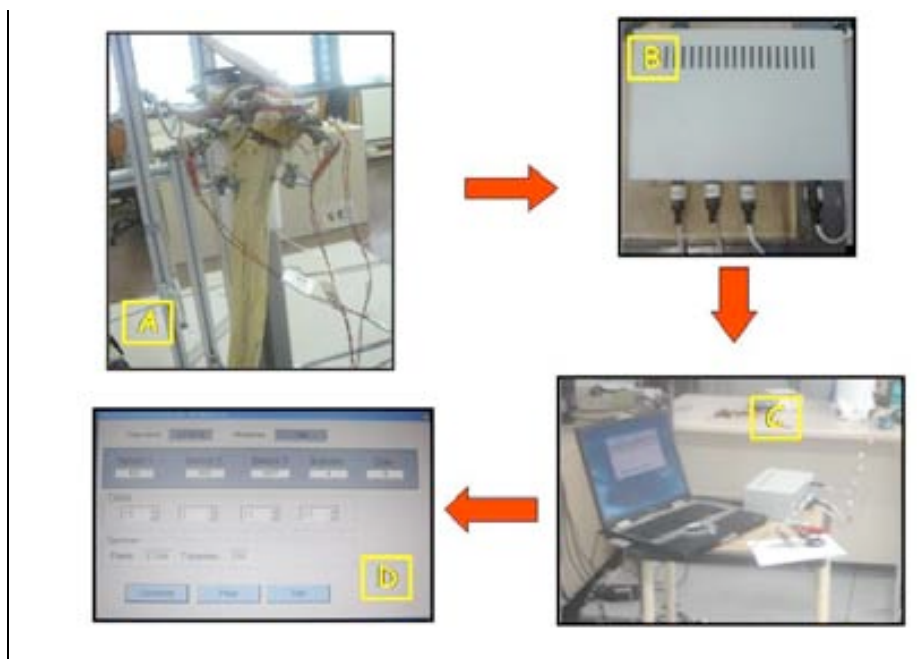


Fig. 52: esquema de treball amb el robot

Com mostra la fig.52, la imatge A descriu la disposició de les galgues o sensors a la preparació (sensor 1 per a la sutura entre tuberositat petita i diàfisi, sensor 2 entre tuberositats i sensor 3 tuberositat gran i diàfisi), les galgues recullen les forces de tensió de cadascuna de les sutures i les envia a un circuit acondicionador de senyals i un microcontrolador (imatge B de la figura). Aquest processa les dades i les envia a la interfase informàtica - un ordinador personal portàtil (imatge C). L'ordinador registra i presenta la informació obtinguda. La imatge D representa la informació a temps real que l'experimentador pot obtindre en el moment que s'està realitzant la prova.

4.3.4 Descripció de les proves

Realització de les proves: es fan les mateixes combinacions que en l'estudi anatòmic, utilitzant un sol fantomas per totes les proves. Es varen realitzar **10 configuracions definitives:** 4 en posició anatòmica, 3 proves amb alçada baixa, 3 proves amb alçada alta.

Es va considerar el final de la prova quan es trencava una sutura, malgrat això no es va aconseguir a totes, fet que no era condició *sine qua non* ja que els sistemes de mesura ens permetien calcular les diferències de tensió absorbida a cadascuna de les sutures.

La modificació de l'alçada es va realitzar prenent com a referència el càlcar en situació anatòmica, a partir d'aquí la posició "alta" es considerà deixant protruida la pròtesi 1 cm i la posició "baixa" enfonsant la pròtesi 1 cm, es va realitzar una osteotomia 1 cm per sota del càlcar. Aquestes mesures es recolzen realitzant unes marques de referència a la part posterior de la pròtesi a un centímetre superior e inferior a la posició anatòmica (que te com a referència el càlcar). (Fig. 53)

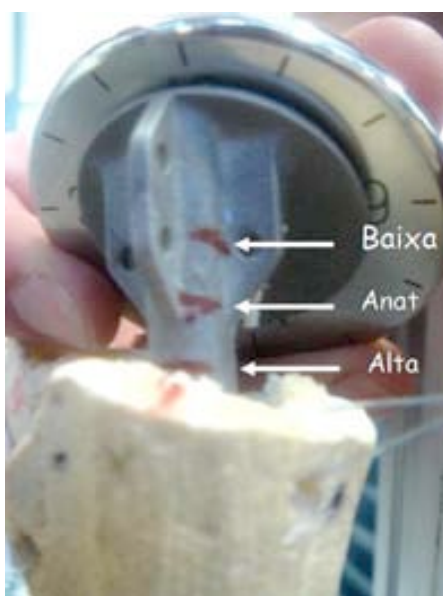


Fig. 53: Diferents alçades protèsiques

4.3.5 Enregistrament de tensions

Enregistrament de tensions: Es sincronitza l'inici del moviment del robot amb l'enregistrament pel suport informàtic. En aquest cas l'ordinador portàtil emmagatzema les dades de la prova en un document d'excel, igual que en l'estudi anatòmic. A partir d'aquest document s'extreuen les gràfiques sobre les quals treballarem per obtenir els resultats definitius. En l'estudi biomecànic la interpretació de les gràfiques és diferent a l'anatòmic.

En l'eix d'abscisses (x) es representa el temps en segons i en l'eix d'ordenades (y) es representa la força de tensió en miliNewtons. S'obtenen tres corbes una per a cada sensor - sutura, en aquest cas són corbes repetitives que marquen cadascun dels cicles. Aquests cicles queden representats en una corba, que es dibuixa en la part inferior de la gràfica. Aquesta corba presenta 4 mesetes (denominades subcicles) cadascuna de les quals correspon a una part del cicle, és a dir, la primera representa la elevació anterior, la segona la rotació externa, la tercera la rotació interna i la quarta a la retropulsió (Fig.54).

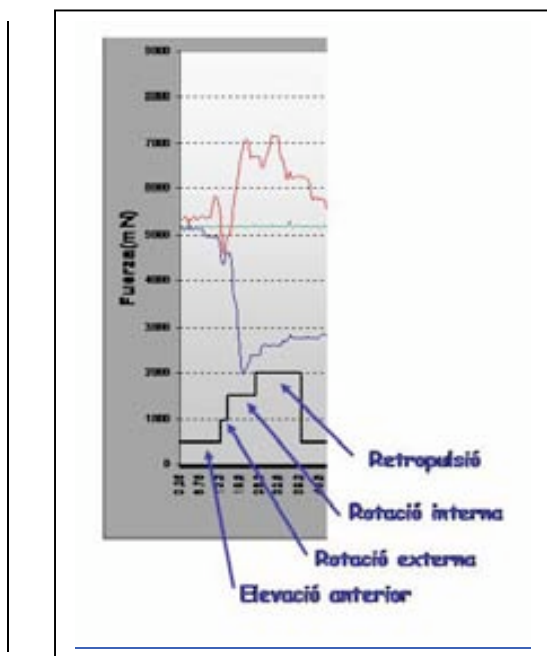


Fig. 54: Registre d'un cicle de moviment amb les diferents fases

Al mateix temps a la gràfica apareixen 3 corbes més que corresponen al registre de tensions per els tres sensors col·locats a la preparació. Això ens permet veure el comportament de les sutures per a cadascun dels moviments instaurats pel robot en cada cicle. És a dir, d'aquesta manera es pot visualitzar la variació de les tensions en cadascuna de les sutures en la elevació anterior, les rotacions i la retropulsió.

A més, en la gràfica completa observem la tendència de les tensions per cadascuna de les sutures en la prova realitzada, observant unes corbes cícliques fins que trenca unes de les sutures, es produeix llavors un descens brusc de la corba. Aquesta gràfica contempla el nº de cicles que s'han produït prèviament a la ruptura del fil. En cas que no es produeixi la ruptura, aquesta gràfica permet quantificar la tensió màxima

absorbida per cada sutura i determinar la sutura que més tensió absorbeix o que treballa a més tensió. (Fig. 55)

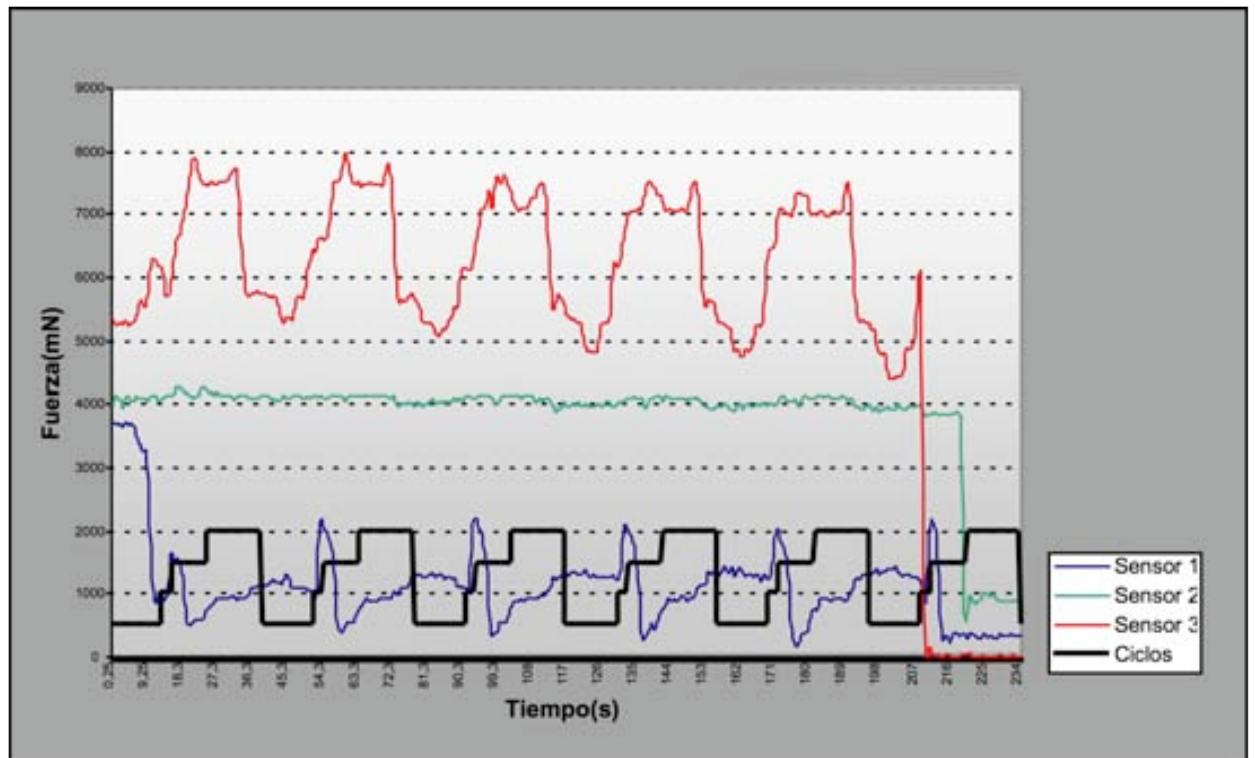


Fig. 55: Gràfica que mostra les corbes de registre de tensions dels tres sensors per a la prova biomecànica. Gràfiques que s'utilitzen per a la interpretació de resultats.

A més, igual que en la prova anatòmica, en la pantalla de l'ordinador portàtil es pot visualitzar a temps real, les tensions de cada galga, en el subcicle en el qual estem i un comptador de número de cicles (Fig. 56).

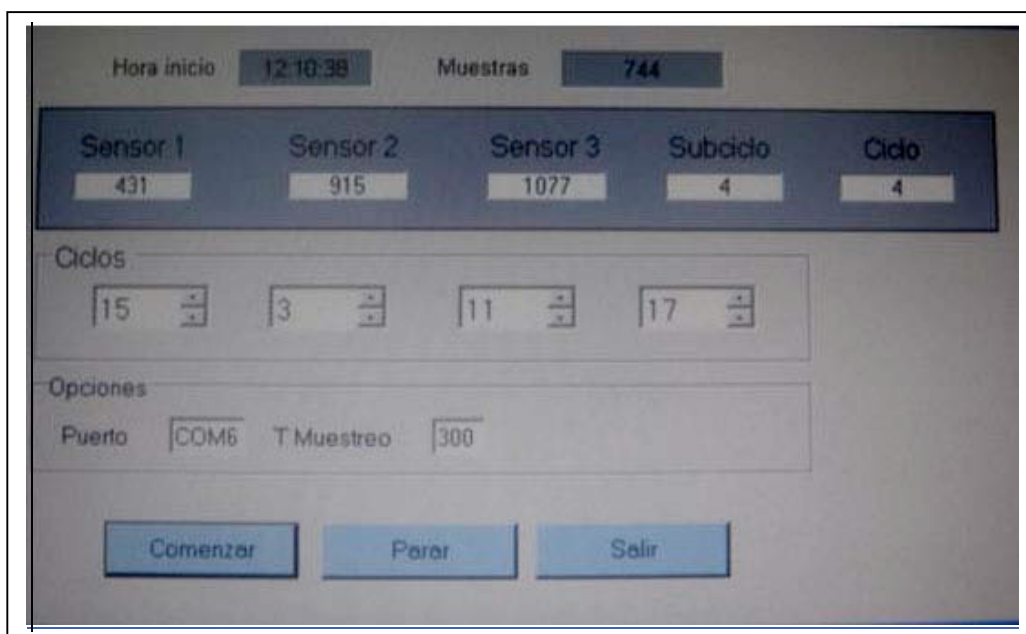


Fig. 56: Visualització a temps real de les tensions a cada galga

4.3.6 Anàlisi estadística

Anàlisi estadística de dades: Es va realitzar una anàlisi descriptiva de les dades. Les variables categòriques es presenten amb freqüència absoluta i percentatge. Les variables quantitatives es presenten amb la mitja i desviació estàndard o bé amb la mitjana i quartils 1 i 3 en els casos que no s'ajustin a una distribució normal.

En els contrastos entre variables qualitatives es va utilitzar la prova de Khi Quadrat o la prova exacta de Fisher, en funció dels criteris d'aplicació. Quan la variable era quantitativa es van utilitzar les proves t de Student i l'anàlisi de la variança, o la prova 'U' de Mann-Whitney i la prova de KRUSKAL-WALLIS en el cas de no ajustar-se a una distribució normal.

El nivell de significació utilitzat en tots els contrastos va ser de 0.05.

Per a realitzar comparacions múltiples de gradients entre diferents configuracions, es va realitzar un ajust del nivell de significació a $p \leq 0,03$ en base al criteri de Bonferroni per a 5 comparacions.

Les dades es van analitzar amb els paquets estadístics SPSS versió 12 instal·lat a l'Institut Municipal d'Investigació Mèdica de Barcelona.

5. RESULTATS

5.1 Estudi clínic

5.1.1 Resultats clínics

5.1.2 Resultats radiològics

5.1.3 Estudi estadístic de contrast entre variables

5.2 Estudi estàtic

5.2.1 Descripció resultats

5.2.2 Resultats agrupats

5.3 Estudi dinàmic

5.3.1 Descripció resultats

5.3.2 Resultats agrupats

5.3.2.1 Fenomen encaix

5.3.2.2 Fases del moviment i cicles

5.1 Estudi clínic

Resultats sobre una mostra de 25 hemiartroplàsties indicades en pacients amb fractura del terç proximal de l'húmer, la distribució de la qual va ser la següent (Taula I) : 9 casos de fractura en 3 parts, 10 casos de fractura en 4 parts, 3 casos de fractura-luxació en tres parts i 3 fractura-luxació en 4 parts.

<i>Tipus de FX</i>	<i>n</i>
3 parts	9
4 parts	10
3 parts luxació	3
4 parts luxació	3

Taula I: Distribució fractures

5.1.1 Resultats clínics

El valor global mig de l'escala de Constant de la sèrie en el braç afecte va ser de 55,76 (28 – 80) mentre que en l'extremitat contralateral va ser de 83,80 (73 – 97), per tant el valor de l'escala de Constant diferencial entre ambdues extremitats va ser de 28,08 (8-53).

Si desglossem l'escala de Constant en les seves diferents categories, en quant al dolor la puntuació mitja obtinguda va ser de 12,2 punts (0-15). La categorització del dolor es mostra en la (Taula II)

<i>Dolor</i>	<i>n</i>	<i>%</i>
- Sense dolor (15)	12	48
- Dolor lleu (10)	12	48
-Dolor moderat (5)	1	4
- Dolor sever (0)	0	0

Taula II: Score de Constant categoritzat per dolor

En analitzar la categoria d'activitats de la vida diària la puntuació mitja va anar de 15,6 punts sobre un màxim de 20 (6-20). En la següents taula es mostra la distribució de pacients segons la categoria (Posició útil). (Taula III)

<i>Posició útil</i>	<i>n</i>	<i>%</i>
- Nivell cintura	1	4
- Nivell xifoides	2	8
- Nivell coll	6	24
- Nivell cap	12	48
- Per damunt cap	4	16

Taula III: Score de Constant categoritzat per activitats de la vida diària

La puntuació mitja per a cadascuna de les categories del balanç articular va ser, per a l'elevació anterior 5,6 (2-8) (Taula IV) sent en l'extremitat contralateral 9,6 (8-10), per a l'abducció 5,6 (2-8) (Taula V) en l'extremitat contralateral 9,6 (8-10), per a la rotació externa 4,96 (0-10) (Taula VI) i en l'espatlla contralateral 8,72 (8-10), finalment per a la rotació interna en l'espatlla afecta la puntuació mitja va ser de 6 (4-8) (Taula VII) i en l'extremitat contralateral 8,72 (8-10).

<i>Elevació ant</i>	<i>n</i>	<i>%</i>
- 0-30° (0 punts)	0	0
- 31-60° (2 punts)	2	4
- 61-90° (4 punts)	7	28
- 91-120° (6 punts)	10	40
- 121-150° (8 punts)	6	24
- 151-180° (10 punts)	0	0

Taula IV: Score de Constant categoritzat per elevació anterior

<i>Abducció</i>	<i>n</i>	<i>%</i>
- 0-30° (0 punts)	0	0
- 31-60° (2 punts)	2	4
- 61-90° (4 punts)	7	28
- 91-120° (6 punts)	10	40
- 121-150° (8 punts)	6	24
- 151-180° (10 punts)	0	0

Taula V: Score de Constant categoritzat per abducció

<i>Rotació externa</i>	<i>n</i>	<i>%</i>
- Rotació externa nul·la (0p)	3	12
- Mà cap colzes davant (2p)	6	24
- Mà cap colzes darrere (4p)	0	0
- Mà sobre cap colzes davant (6p)	9	36
- Mà sobre cap colzes darrere (8p)	6	24
- Elevació completa des de cap (10p)	1	4

Taula VI: Score de Constant categoritzat per rotació externa

<i>Rotació interna</i>	<i>n</i>	<i>%</i>
- Dors de mà a lateral cuixa (0p)	0	0
- Dors de mà a natja (2p)	0	0
- Dors de mà a sacre (4p)	5	20
- Dors de mà a cintura (6p)	15	60
- Dors de mà a T12 (8p)	5	20
- Dors de mà a interescapular T7 (10p)	0	0

Taula VII: Score de Constant categoritzat per rotació interna

La força muscular mitja, mesurada en pounds, va ser de 5,76p (2-16), que comparada amb la força mitja de l'extremitat contralateral va ser de 11,28p (6-22). (Taula VIII)

<i>Força (pounds)</i>	<i>n</i>	<i>%</i>
- 0-5 p	12	48
- 6-10 p	11	44
- 11-15 p	1	4
- 16-20 p	1	4

Taula VIII: Score de Constant categoritzat per força

5.1.2 Resultats radiològics

La reducció del troquíter en la RX postoperatòria immediata es va catalogar com bona en 14 pacients, reducció regular en 7 i reducció dolenta en 4 pacients (Taula IX).

Reducció postop	n	%
-BONA	14	56
-REGULAR	7	28
-DOLENTA	4	16

Taula IX: Reducció postoperatòria de la tuberositat gran

Respecte a la consolidació del troquíter determinada per T.C. i radiologia al final del seguiment (mínim d'un any) s'obté que consoliden correctament 11 pacients, consoliden a posterior 10 pacients i no consoliden 4 pacients (Taula X).

Consolidació	n	%
-CORRECTA	11	44
-POSTERIOR	10	40
-AUSENTE	4	16

Taula X: Consolidació de la tuberositat gran

Quant al càlcul de l'alçada en 20 pacients es va obtenir una disminució de l'alçada total en comparació al braç sa entre 0 i 1,5 cm i en 5 pacients aquesta alçada es va augmentar entre 0 i 1cm (Taula XI).

<i>Alçada</i>	<i>n</i>	<i>%</i>
- disminució	20	80
- augment	5	20

Taula XI: Distribució segons alçada protèsica

5.1.3 Estudi estadístic de contrast entre variables

Per l'estudi estadístic vam tenir en compte les següents **variables**:

Variables quantitatives: sexe, edat, demora en la cirurgia, tipus de fractura, braç afecte, puntuació de Constant, dolor, AVD, EA, ABD, RE, RI, força, reducció postoperatòria (RX), consolidació TG (TAC) i alçada.

D'aquestes variables es consideren amb distribució **normal**: edat, força, alçada, puntuació Constant. Variables amb una distribució **no normal**: demora, dolor, AVD, EA, ABD, RI i RE.

Variables qualitatives: sexe, tipus de fractura, braç afecte, RX i TAC.

Es va realitzar una anàlisi bivariada per Sexe, només es van trobar diferències significatives en quant a puntuació de Constant ($p=0,010$) millor en homes que en dones (Homes: 66,29(10,73) - Dones 51,67(13,06)). I diferències en quant a força

($p < 0,001$) millor en homes que en dones (Homes: 8 i dones: 4). Taula XII – XIII -
XIV

	SEXE	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
CONSTANT HA	1	18	51,67	13,065	3,080
	2	7	66,29	10,735	4,057
CONSTANT DIF	1	18	30,22	13,304	3,136
	2	7	22,57	8,677	3,279

Taula XII: Score de Constant i sexe (1=dones i 2=homes)

	SEXE	Percentiles		
		25	50	75
DOLOR A	1	10,00	10,00	15,00
	2	10,00	15,00	15,00
DOLOR C	1	15,00	15,00	15,00
	2	15,00	15,00	15,00
AVD A	1	11,50	16,00	18,00
	2	16,00	18,00	20,00
AVD C	1	20,00	20,00	20,00
	2	20,00	20,00	20,00
ELEVACIO A	1	4,00	6,00	6,00
	2	6,00	6,00	8,00
ELEVACIO C	1	9,50	10,00	10,00
	2	10,00	10,00	10,00
ABD A	1	4,00	6,00	6,00
	2	6,00	6,00	8,00
ABD C	1	9,50	10,00	10,00
	2	10,00	10,00	10,00
RE A	1	2,00	6,00	6,00
	2	6,00	8,00	8,00
RE C	1	10,00	10,00	10,00
	2	10,00	10,00	10,00
RIA	1	6,00	6,00	6,00
	2	4,00	6,00	8,00
RI C	1	8,00	8,00	10,00
	2	8,00	10,00	10,00
FORÇA A	1	3,50	4,00	6,00
	2	6,00	8,00	10,00
FORÇA C	1	8,00	9,00	12,00
	2	12,00	16,00	20,00

Taula XIII: Percentils de la Escala de Constant per sexe (1=dones i 2=homes)

	Mann-Whitney U	Wilcoxon W	Z	Asymp. Sig. (2-tailed)	Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]
DOLOR A	41,500	212,500	-1,473	,141	,198 ^a
DOLOR C	63,000	91,000	,000	1,000	1,000 ^a
AVD A	36,000	207,000	-1,685	,092	,110 ^a
AVD C	63,000	91,000	,000	1,000	1,000 ^a
ELEVACIO A	37,000	208,000	-1,658	,097	,125 ^a
ELEVACIO C	58,000	229,000	-,436	,663	,790 ^a
ABD A	37,000	208,000	-1,658	,097	,125 ^a
ABD C	58,000	229,000	-,436	,663	,790 ^a
RE A	30,000	201,000	-2,076	,038	,047 ^a
RE C	52,500	223,500	-1,128	,259	,534 ^a
RI A	63,000	91,000	,000	1,000	1,000 ^a
RI C	48,500	219,500	-,978	,328	,389 ^a
FORÇA A	20,000	191,000	-2,680	,007	,008 ^a
FORÇA C	20,500	191,500	-2,648	,008	,008 ^a

a. Not corrected for ties.

b. Grouping Variable: SEXE

Taula XIV: anàlisi variables no normals per edat i sexe

També es va realitzar una anàlisi bivariada per les variables sexe, edat (considerant menors i majors de 75anys), demora (considerant una demora de menys i més de 5 dies en practicar-se la cirurgia), tipus de fractura i no es van trobar cap diferència significativa. Taula XV

MA AFECTA

	Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid 1	12	48,0	48,0	48,0
2	13	52,0	52,0	100,0
Total	25	100,0	100,0	

TIPUS FX

	Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid 3	9	36,0	36,0	36,0
4	10	40,0	40,0	76,0
5	3	12,0	12,0	88,0
6	2	8,0	8,0	96,0
7	1	4,0	4,0	100,0
Total	25	100,0	100,0	

Taula XV: Valors al comparar mà afecte i tipus de fractura amb resultats de Constant (Ma afecta: 1=dones i 2=homes, Tipus de fractura: 3= fractura 3p 4=fractura 4p 5=fractura luxació 3p 6=fractura luxació 4p 7= split fracture)

En comparar l'escala de valoració funcional de Constant i la consolidació obtinguda de la tuberositat major, mostra diferències estadísticament significatives ($p=0,011$), és a dir, quan millor sigui la consolidació de la tuberositat gran, millor serà el resultat funcional de la pròtesi segons l'escala de Constant. A més a més amb una tendència lineal estadísticament significativa ($p=0,004$). Si es desglossa l'escala de Constant en cadascuna de les seves categories s'obtenen diferències significatives respecte a , elevació anterior ($p=0,000$), abducció ($p=0,003$), rotació externa ($p=0,001$) y força ($p=0,008$). En canvi, no s'obté significació estadística respecte a dolor ($p<0,711$), la rotació interna ($p<0,350$) i activitats vida diària. D'aquestes dades podem deduir que pràcticament la totalitat dels pacients de la sèrie no presenten dolor després de la col·locació de la hemiartroplàstia, independentment de la consolidació de la tuberositat gran. Respecte a la rotació interna no trobem diferències significatives

(probablement degut a que un component important de la RI es produït pel múscul pectoral menor que no guarda relació anatòmica amb el troquíter). En quant a les activitats de la vida diària el fet de obtenir un bon resultat malgrat el dèficit funcional es pot interpretar com que al ésser la població d'edat molt elevada i amb poques demandes funcionals recuperar el nivell funcional prèvi no ve condicionat per el moviment del braç. Taula XVI

	F (ANOVA)	p (significació)
SCORE	5.086	,011
DOLOR	0.344	,711
AVD	2.043	,143
EA	11.906	,000
ABD	6.581	,003
RE	7.883	,001
RI	1.079	,350
FORÇA	5.469	,008

Taula XVI: Prova ANOVA que compara l'escala de Constant i la consolidació de la tuberositat gran

Comparem la reducció postoperatòria immediata de la tuberositat major i la consolidació de la mateixa al final del seguiment segons aquesta taula de concordança. Taula XVII

	Rx simple			
TC	1	2	3	Total
1	9 (81,8%)	5 (50%)	0 (,0%)	14 (56%)
2	2 (18,18%)	5 (50%)	0 (,0%)	7 (28%)
3	0 (,0%)	0 (,0%)	4 (100%)	4 (16%)
total	11 (100%)	10 (100%)	4 (100%)	

Taula XVII: correlació posició tuberositat gran postquirúrgica i consolidació final

Si a la variable RX li donem el valor 1 per a reducció postoperatòria bona, 2 regular y 3 dolenta, i a la variable TC consolidació TG el valor 1 a consolidació correcta, 2 posterior i 3 absència de consolidació, s'observa a la primera columna que dels 11 pacients la reducció inicial dels quals va ser correcta en el postoperatori immediat, 9 van consolidar correctament i 2 a posterior. A la segona columna, els 10 pacients en qui es va obtenir una reducció regular postoperatòria, 5 van consolidar correctament i 5 a posterior. I a la tercera columna dels 4 pacients en els quals la reducció postoperatòria va ser dolenta cap no va consolidar correctament.

En comparar les variables reducció postoperatòria de la tuberositat gran (RX) i l'escala de Constant mitjançant un anàlisi de la varianza (ANOVA), els valors de l'escala de Constant per a la variable RX : 1 (reducció bona), 2 (regular) y 3

(dolenta) van ser respectivament 65.0 , 53.2 , 48.0 , amb una tendència lineal estadísticament significativa (p 0,0015).

Si considerem 2 categories per a la variable alçada protèsica: pròtesi alta (1) i pròtesi baixa (-1), i analitzem si s'ha comès més errors en homes (2) que en dones (1) veiem que no hi ha diferències significatives entre els dos grups.

SEXE * Balanç Crosstabulation

			Balanç		Total
			-1	1	
SEXE 1	Count	14	4	18	
	% within SEXE	77,8%	22,2%	100,0%	
2	Count	6	1	7	
	% within SEXE	85,7%	14,3%	100,0%	
Total	Count	20	5	25	
	% within SEXE	80,0%	20,0%	100,0%	

Chi-Square Tests

	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)	Exact Sig. (2-sided)	Exact Sig. (1-sided)
Pearson Chi-Square	,198 ^b	1	,656		
Continuity Correction ^a	,000	1	1,000		
Likelihood Ratio	,209	1	,647		
Fisher's Exact Test				1,000	,564
Linear-by-Linear Association	,190	1	,663		
N of Valid Cases	25				

a. Computed only for a 2x2 table

b. 2 cells (50,0%) have expected count less than 5. The minimum expected count is 1,40.

Taula XVIII: anàlisi per sexes de diferències d'alçada en la col·locació protèsica

Si comparem els dos grups (pròtesis alta (1) i pròtesis baixa (-1)) amb els resultats obtinguts de la escala de Constant, trobem que el valor de Constant mitjà per al grup pròtesi baixa és de 53,25 i pel grup pròtesi alta es de 65,80, no trobant diferències significatives (p=0,093) si bé hi ha una tendència a millor resultat en les pròtesis altes. Taula XIX

Group Statistics

	Balanç	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
EDAT	-1	20	75,05	9,047	2,023
	1	5	73,60	6,804	3,043
CONSTANT HA	-1	20	53,25	14,264	3,190
	1	5	65,80	6,611	2,956
CONSTANT DIF	-1	20	30,70	12,338	2,759
	1	5	17,60	6,656	2,977

Taula XIX: Comparació resultat de escala de Constant en pròtesi baixes i pròtesi altes

Si comparem ítem per ítem totes les variables de la escala de Constant sols trobem diferències significatives respecte a les activitats de vida diària, és a dir, els pacients amb la pròtesi més baixa significativament puntuen pitjor en les activitats de la vida diària ($p < 0,004$). Taula XX

	Balanç	N	Mean Rank	Sum of Ranks
DOLOR A	-1	20	12,58	251,50
	1	5	14,70	73,50
	Total	25		
DOLOR C	-1	20	13,00	260,00
	1	5	13,00	65,00
	Total	25		
AVD A	-1	20	11,03	220,50
	1	5	20,90	104,50
	Total	25		
AVD C	-1	20	13,00	260,00
	1	5	13,00	65,00
	Total	25		
ELEVACIO A	-1	20	11,43	228,50
	1	5	19,30	96,50
	Total	25		
ELEVACIO C	-1	20	13,00	260,00
	1	5	13,00	65,00
	Total	25		
ABD A	-1	20	11,43	228,50
	1	5	19,30	96,50
	Total	25		
ABD C	-1	20	13,00	260,00
	1	5	13,00	65,00
	Total	25		
RE A	-1	20	12,00	240,00
	1	5	17,00	85,00
	Total	25		
RE C	-1	20	13,25	265,00
	1	5	12,00	60,00
	Total	25		
RI A	-1	20	12,50	250,00
	1	5	15,00	75,00
	Total	25		
RI C	-1	20	12,40	248,00
	1	5	15,40	77,00
	Total	25		
FORÇA A	-1	20	12,73	254,50
	1	5	14,10	70,50
	Total	25		
FORÇA C	-1	20	13,45	269,00
	1	5	11,20	56,00
	Total	25		

Taula XX: Comparació valors escala de Constant per ítems respecte a alçada protèsica

Si comparem la variable alçada protèsica (en dos categories anteriorment descrites) i consolidació de la tuberositat gran mitjançant una taula de contingència. Observem que els pacients amb una pròtesi baixa presenten una consolidació correcta de la

tuberositat gran en un 35% i els malalts amb una pròtesi alta consoliden correctament en el 80%.

5.2 Estudi estàtic

5.2.1 Descripció resultats

A l'estudi estàtic hem obtingut un total de 24 gràfiques de tensió, 6 proves per a cadascun dels quatre cadàvers. Sobre cadascuna d'aquestes gràfiques hem fet el càlcul de la tensió absorbida per les tres sutures en forma de **DIFERÈNCIA DE TENSIÓ**, que es calcula restant la tensió de la sutura a l'inici de la prova (tensió necessària per a la reducció de les tuberositats) de la tensió en el pic màxim de la corba.

A més a més, per a cada prova enregistrem lo que anomenen les **INCIDÈNCIES**, després de realitzades les 48 proves hem observat que aquest tipus d'experiment en cadàver presentava moltes dificultats per obtenir una reproduïbilitat i això va fer que malgrat ser molt acurats a l'hora de fer i repetir tots els passos de formal igual hi havien variables que no es podien controlar i vam obtenir una sèrie d'incidències en un número no menyspreable de proves de les quals fem constància. Aquestes incidències eren: 1) Ruptura sutura, 2) Pèrdua ancoratge de la galga, 3) Luxació del muntatge.

Les gràfiques de cadascuna de les proves realitzades es troben en l'annex I.

5.2.2 Resultats agrupats

S'ha calculat la tensió que absorbeix de mitja cadascuna de les sutures a la totalitat de proves, sent aquest el resultat:

SENSOR 1: 90,16 gr.

SENSOR 2: 196,33 gr.

SENSOR 3: 148,27 gr.

D'aquesta manera és la sutura entre tuberositat petita i tuberositat gran la que més tensió absorbeix en un model estàtic.

S'ha mesurat com treballen les sutures tuberositat petita-tuberositat gran (SENSOR 2) i tuberositat gran i diàfisi (SENSOR 3) a les diferents configuracions.

ANATÒMICA:

Sensor 2: 523,37 gr.

Sensor 3: 223,5 gr.

ALTA:

Sensor 2: 135 gr.

Sensor 3: 241,87 gr.

BAIXA:

Sensor 2: 205 gr.

Sensor 3: 45,37 gr.

Sensor 3: 126 gr.

Per ordre el sensor 2 absorbeix més tensió a la configuració 1)anatòmica, després 2)baixa i per últim 3)alta.

I el sensor 3 absorbeix més tensió a la configuració 1)alta, 2)anatòmica i 3)configuració baixa.

En quant a la RUPTURA DE LA SUTURA, s'han produït 3 casos de ruptura de la sutura entre tuberositat petita i gran (SENSOR 2), que s'han produït a les configuracions: Alta (1 cas), Baixa (2 casos).

I s'han produït 1 cas de ruptura de la sutura entre tuberositat gran i diàfisi (SENSOR 3) a les següents configuracions: Baixa (1 cas).

En total, les configuració que acumula més casos de trencament de sutura és la configuració BAIXA 3 (casos).

Hem de tenir en compte que aquests resultats s'obtenen de la totalitat de les proves, coneixent que en 2 dels cadàvers es va produir una luxació del muntatge, degut a que presentaven una ruptura amb un defecte de manegot. S'ha analitzat els mateixos resultats excloent aquests 2 cadàvers:

Absorció de tensió per les sutures a la totalitat de configuracions:

SENSOR 1: 104,58 gr.

SENSOR 2: 465,29 gr.

SENSOR 3: 226,41 gr.

Continua sent el sensor 2 el que més tensió absorbeix. (Fig. 57)

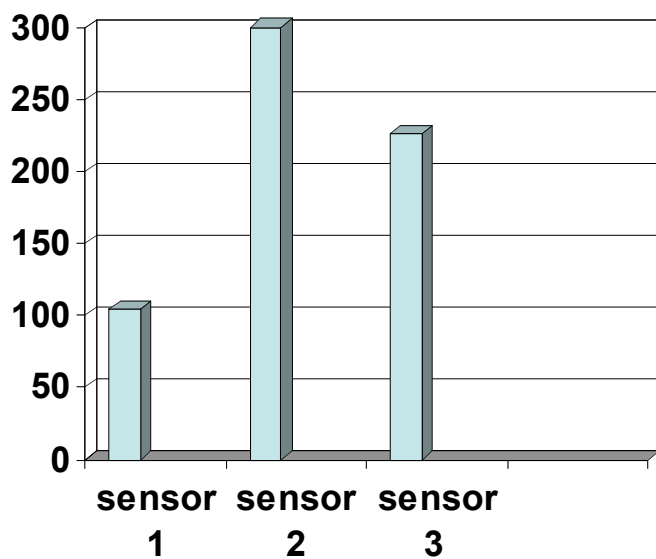


Fig.57: Absorció de tensió per les sutures a la totalitat de configuracions

Absorció de tensió per configuracions del sensor 2 i 3

ANATÒMICA:

Sensor 2: 1005 gr.

Sensor 3: 199,5 gr.

ALTA:

Sensor 2: 650 gr.

Sensor 3: 266,25 gr.

BAIXA:

Sensor 2: 535 gr.

Sensor 3: 112,5 gr.

En aquest cas, per ordre el sensor 2 absorbeix més tensió a la configuració

1)anatòmica, després 2) alta, 3) baixa.

I el sensor 3 absorbeix més tensió a la configuració 1) alta,
2) anatòmica i 3) baixa. (Fig. 58)

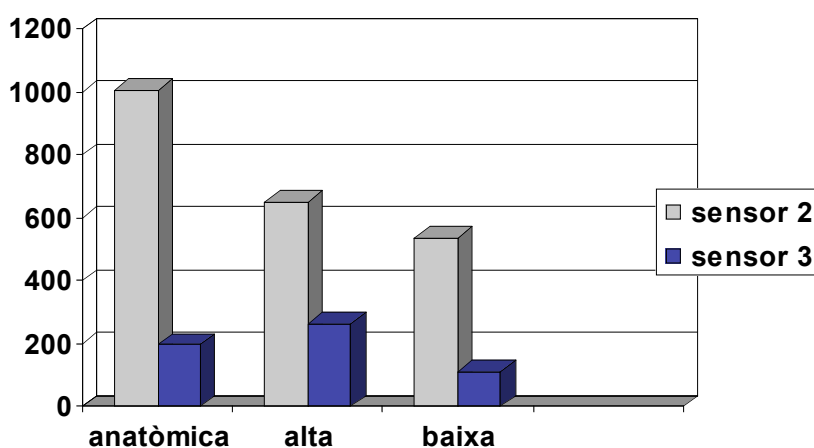


Fig. 58: Absorció de tensió per configuracions del sensor 2 i 3

Ruptura de sutura.

S'han produït 3 casos de ruptura de sutura, 2 casos de la sutura tuberositat petita - tuberositat gran (SENSOR 2): configuració alta (1 cas), baixa (1 cas) , i 1 cas ruptura de sutura tuberositat gran - diàfisi (SENSOR 3): configuració baixa (1 cas).

En aquest cas la configuració que té més ruptures de sutura és la BAIXA (2 casos).

5.3 ESTUDI DINÀMIC

5.3.1 Descripció dels resultats

Els resultats en l'estudi dinàmic s'interpreten mitjançant dues mesures sobre les gràfiques obtingudes: la primera és l'estudi dels cicles i el número de cicles que es produeixen per a cadascuna de les proves. I la segona és la tensió absorbida per les sutures a cadascuna de les parts del cicle mesurada com a "*diferència de tensió*".

1) ***Diferència de tensió***: Les tensions per a cadascuna de les proves de l'estudi dinàmic queden enregistrades en les gràfiques, aquestes gràfiques mostren una corba de tensió per a cada sensor, a partir de les quals podem mesurar la tensió absorbida per cada sutura en cada moment del cicle. La tensió absorbida per cada sutura es calcula com a "*diferència de tensió*" des del punt de tensió més baixa fins al punt de tensió més alta en el cas que la corba sigui ascendent, considerant aquesta diferència de tensió positiva. I a la inversa, des del punt de tensió més alta fins al punt de tensió més baixa si la corba és descendent, sent aquesta diferència de tensió negativa.

Així per exemple, la diferència de tensió per la corba del sensor 1 (corba blava) en la rotació interna del cicle correspon a la diferència de tensió entre el punt 1: 4638 mN i el punt 2: 2003 mN, amb valor negatiu perquè la corba és descendent (-2635 mN).

Fig. 59

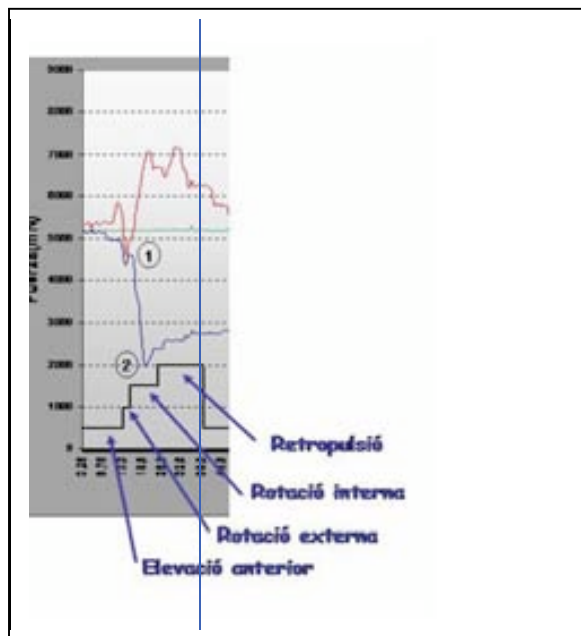


Fig. 59: anàlisi de les diferents parts del cicle dinàmic

2) **Cicles:** Cada cicle del robot queda perfectament plasmat a la gràfica pel sensor 1 i sensor 3 (no pel sensor 2 que pràcticament la totalitat de les proves roman constant). D'aquesta manera es pot veure el moment que trenca la sutura, la gràfica cíclica queda interrompuda en aquest moment, això permet contar del número de cicles que es produeixen en dita prova abans que trenqui la sutura.

En l'estudi del cicle veiem que a l'inici del moviment (en el primer cicle) es produeix una alteració de la morfologia de la gràfica que posteriorment no es repeteix en la resta dels cicles. Aquest fenomen correspon a un reajustament entre les tuberositats en iniciar-se el moviment i el vam anomenar "FENOMEN D'ENCAIX"

. Fig.60

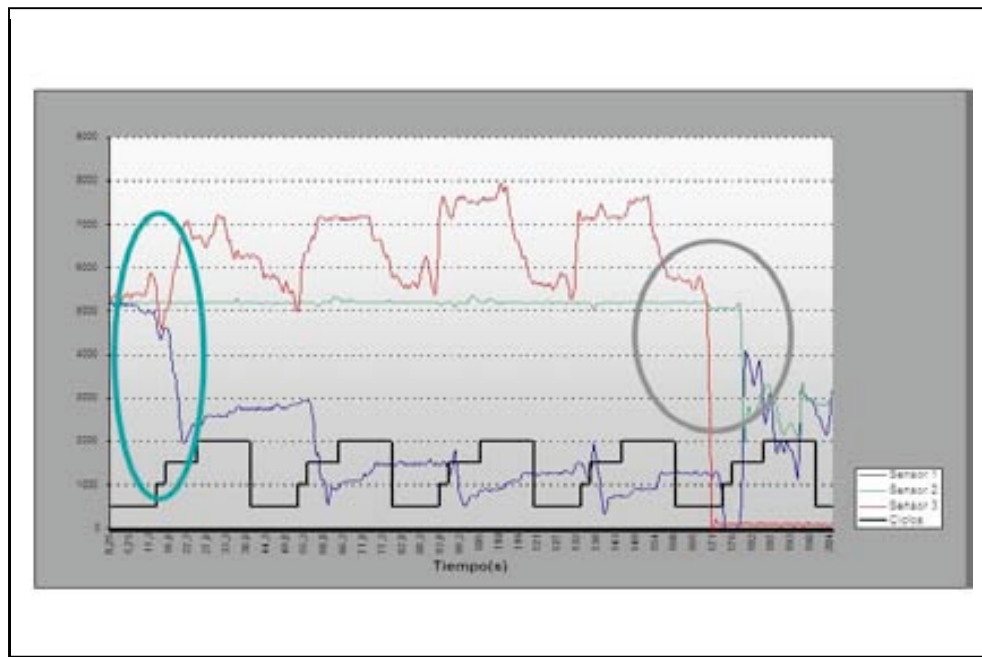


Fig. 60: Encerclat de verd es mostra el fenomen d'encaix i encerclat en gris el moment on es trenca la sutura

A més a més vam observar que hi havia diferents patrons d' aquest fenomen pel sensor 1 i pel sensor 3. En el sensor 2 no es produeix aquest fenomen ja que la corba es pràcticament plana en totes les proves. Fig. 61

Sensor 1 : patrons 2,3 i 4

Sensor 3: patrons 1,2,3 i 4.

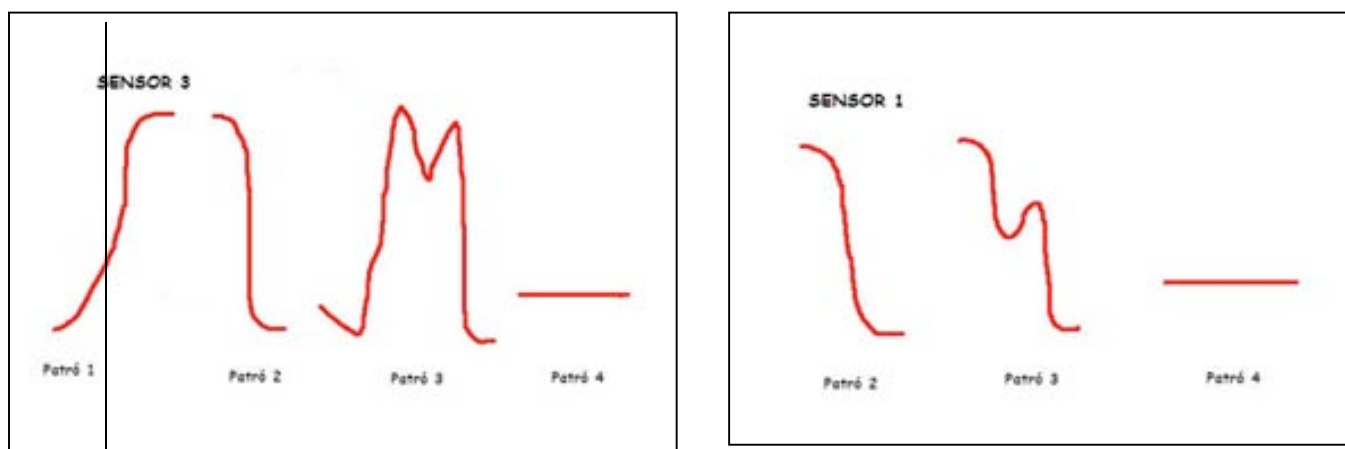


Fig. 61: Patrons que desenvolupen el sensor 1 i el 3

Les gràfiques obtingudes per a cada prova de l'estudi dinàmic i el càlcul de les mesures prèviament esmentades s'exposen al annex II

5.3.2 Resultats agrupats

5.3.2.1 Fenomen encaix

PATRÓ: Un cop analitzat el fenomen d'encaix a totes les gràfiques veiem que el patró més freqüent per al sensor 1 és el patró 3 (corba descendent amb doble pic). I el patró per al sensor 1 que més freqüentment s'associa a ruptura de sutura és el patró 3 (corba descendent). La taula de contingència que conté a les files els patrons del sensor 1 i a les columnes la variable si trenca o no la sutura ens mostra que el patró 3 es dona a 6 de les 10 configuracions (60%), i és el patró que s'associa a un tant per

cent més important de ruptura de sutura (83,3%)(Fig. 62). Aquest patró 3 es dona pel sensor 1 a totes les configuracions altes i baixes, el patró 2 a les anatòmiques.

Crosstab

			Trencament sutura		Total
			,00 No	1,00 Si	
S1/MORF	2	Count	1	3	4
		% within S1/MORF	25,0%	75,0%	100,0%
	3	Count	1	5	6
		% within S1/MORF	16,7%	83,3%	100,0%
Total		Count	2	8	10
		% within S1/MORF	20,0%	80,0%	100,0%

Fig. 62: Taula de contingència dels patrons d'encaix per al sensor 1.

En quant al sensor 3, utilitzant la mateixa taula de contingència observem que el patró més freqüent és el patró 3 i 4 (ambdós en un 30%).

El patró 4 (amb 3 casos) s'associa a un 100% de trencament de sutura i també el patró 1 (amb només 2 casos). El patró 4 es dona a les tres configuracions baixes Baixa 1, 2 i 3. (Fig. 63)

Crosstab

			Trencament sutura		Total
			,00 No	1,00 Si	
S3/MORF	1	Count	0	2	2
		% within S3/MORF	,0%	100,0%	100,0%
	2	Count	1	1	2
		% within S3/MORF	50,0%	50,0%	100,0%
	3	Count	1	2	3
		% within S3/MORF	33,3%	66,7%	100,0%
	4	Count	0	3	3
		% within S3/MORF	,0%	100,0%	100,0%
Total		Count	2	8	10
		% within S3/MORF	20,0%	80,0%	100,0%

Fig. 63: Taula de contingència del patró 4 d'encaix per al sensor 3

DIFERÈNCIA DE TENSIONS: Quan calculem la diferència de tensions al fenomen d'encaix pel sensor 1 i sensor 3 trobem que la diferència de tensió mitja pel sensor 1 és de -790,4 mN i que la diferència de tensió mitja pel sensor 3 és de 215,4 mN. D'aquesta manera podem dir que la sutura que més tensió absorbeix al fenomen d'encaix és la sutura entre la tuberositat gran i diàfisi (sensor 3).

Si realitzem un estudi comparant la variable diferència de tensió i configuracions mitjançant un test de Kruskal-Wallis trobem que existeixen diferències significatives per les tensions del sensor 3 en el fenomen d'encaix ($p=0,007$), en canvi no hi ha diferències significatives pel sensor 1 ($p=0,344$). Aquest és el Boxplot que mostra la relació entre les variables configuració i tensió a S3. (Fig. 64)

S3/GRAD

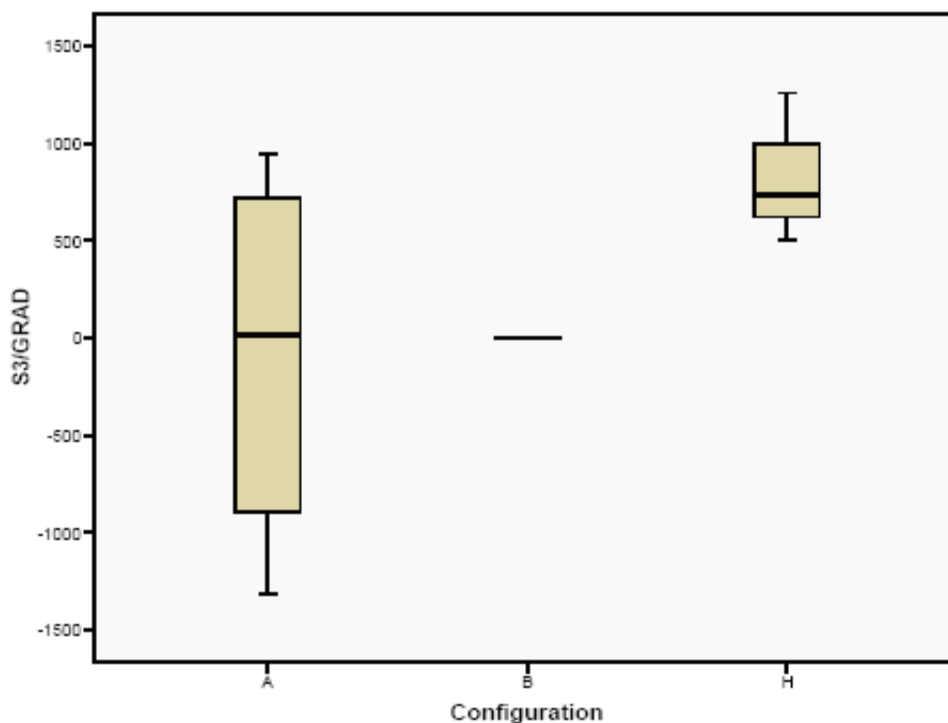


Fig. 64: Boxplot que mostra la relació entre les variables configuració i tensió a S3

Hem intentat buscar diferències significatives quan comparem dos configuracions entre elles. Així hem comparat la configuració anatòmica amb la resta de configuracions, amb la configuració baixa ($p=1,000$), i amb la configuració alta ($p=0,157$), sense trobar diferències significatives.

5.3.2.2 Fases del moviment i cicles

Si analitzem quina és la sutura que es trenca en el major nombre de configuracions trobem que és la sutura entre tuberositat gran i diàfisi (sensor 3) la que trenca en 8 de les 10 configuracions (66,6%). La configuració en la qual aquesta sutura trenca en el 100% de les proves es la configuració BAIXA. D'aquesta manera podríem dir que la pitjor configuració per a la col·locació d'una hemiartroplàstia en quant a la tensió que absorbeixen les sutures és la baixa. (Fig. 65)

	TRENCA	Nº CICLES
A1	3	4
A2	3	33
A3	3	5
A4	0	
H1	3	6
H2	0	
H3	3	3
B1	3	6
B2	3	3
B3	3	6

Fig. 65: Resum de trencament de sutures segons configuració

Si calculem quina és la diferència de tensió mitja que absorbeixen les sutures tuberositat petita i diàfisi (sensor 1) i la sutura tuberositat gran i diàfisi (sensor 3) per cada fase del cicle en global de totes les configuracions veiem que el **Sensor 1** absorbeix de mitja en l' *Elevació anterior*: -212,1 mN, en la *Rotació externa*: 677 mN, en la *Rotació interna*: -1191,8 mN i en la *Retropulsió*: 334,5 mN.

En canvi el **Sensor 3** absorbeix de mitja en l' *Elevació anterior*: 142,1 mN, en la *Rotació externa*: 473,5mN, en la *Rotació interna*: 538,6 mN i en la *Retropulsió*: -558,1 mN.

Així podem dir que en l'elevació anterior el sensor 3 absorbeix més tensió , en rotació externa és el sensor 1 el que més tensions absorbeix, en rotació interna el sensor 3 absorbeix més tensions amb molta diferència i en retropulsió és el sensor 1 el que té la diferència de tensió més elevada.

Es realitza un estudi estadístic per determinar si existeixen diferències significatives en les tensions pels sensor 1 i 3 per a cadascuna de les fases del cicle, i únicament trobem diferències significatives en les tensions registrades pel Sensor 1 en Rotació interna ($p=0,030$), i pel sensor 3 en Rotació externa ($p=0,014$) i Rotació interna ($p=0,008$).

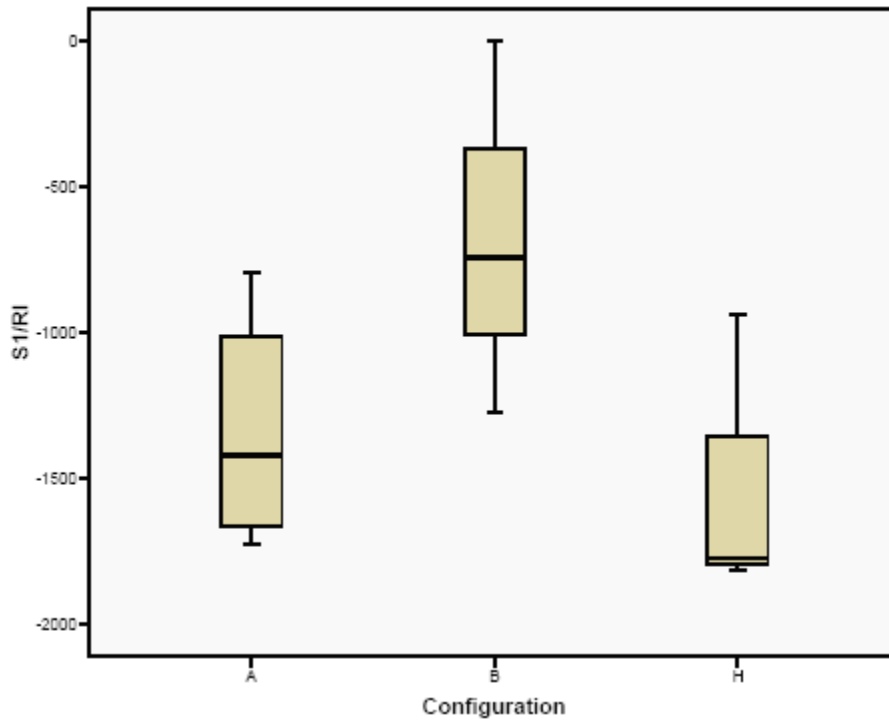


Fig. 66: Comportament de les tensions del Sensor 1 en Rotació interna per a les diferents configuracions

El Boxplot ens indica el comportament de les tensions del Sensor 1 en Rotació interna per a les diferents configuracions (Fig.66). Analitzem i comparem la configuració Anatòmica amb la resta de configuracions per veure si trobem diferències significatives. En comparar Anatòmica amb la configuració Baixa $p=0,157$ i amb configuració Alta $p=0,289$ no hi trobem diferències significatives.

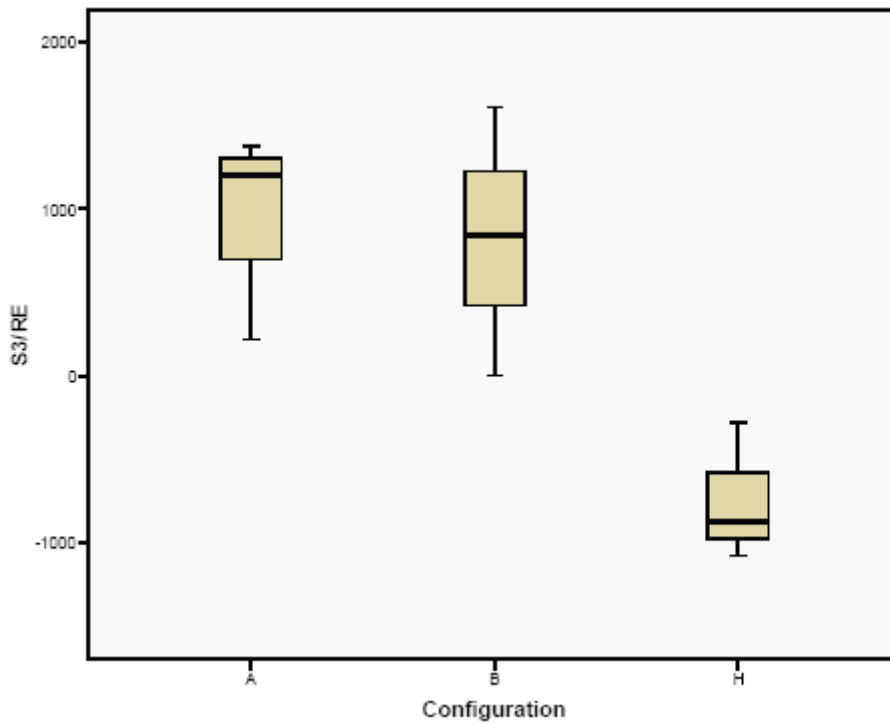


Fig. 67: Comportament de les tensions del Sensor 3 en Rotació externa per a les diferents configuracions

El Boxplot ens indica el comportament de les tensions del Sensor 3 en Rotació externa per a les diferents configuracions (Fig. 67). Fem la mateixa anàlisi, comparant Anatòmica amb el resto de configuracions. Amb la configuració Baixa $p=0,724$ i amb configuració Alta $p=0,034$ no hi trobem diferències significatives.

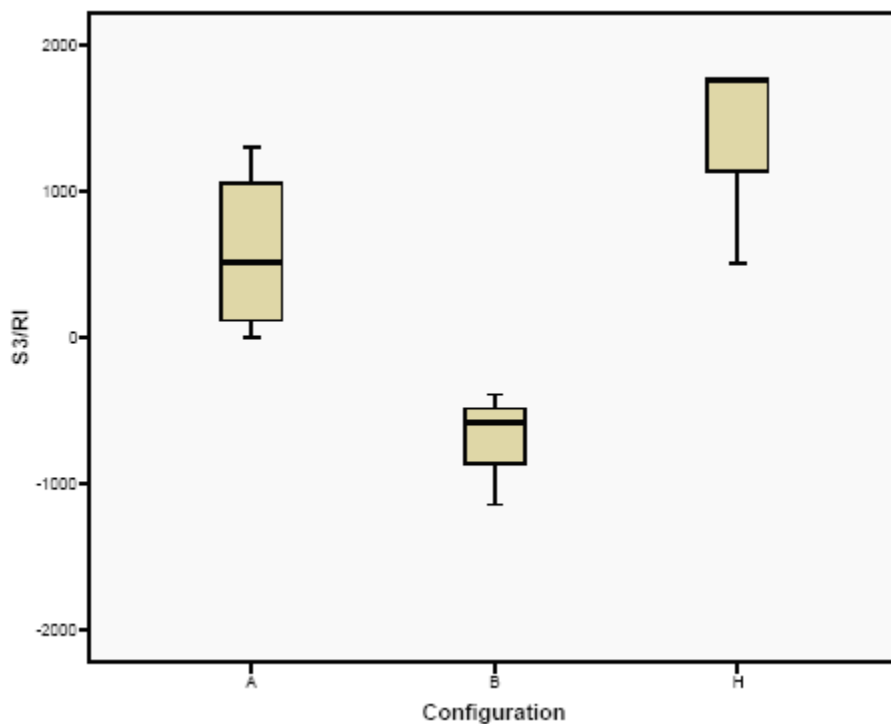


Fig. 68: Comportament de les tensions del Sensor 3 en Rotació interna per a les diferents configuracions.

El Boxplot ens indica el comportament de les tensions del Sensor 3 en Rotació interna per a les diferents configuracions (Fig. 68).

En comparar la configuració Anatòmica amb la resta de configuracions obtenim la següent significació estadística: amb la Baixa $p=0,034$ i amb la Alta $p=0,157$.

Únicament és marginalment significatiu quan es compara amb la configuració Baixa.

Finalment es va fer un estudi estadístic per comparar el comportament entre configuracions i fases del cicle pel Sensor 1 i per el Sensor 3, i es va expressar el resultat en les següents gràfiques

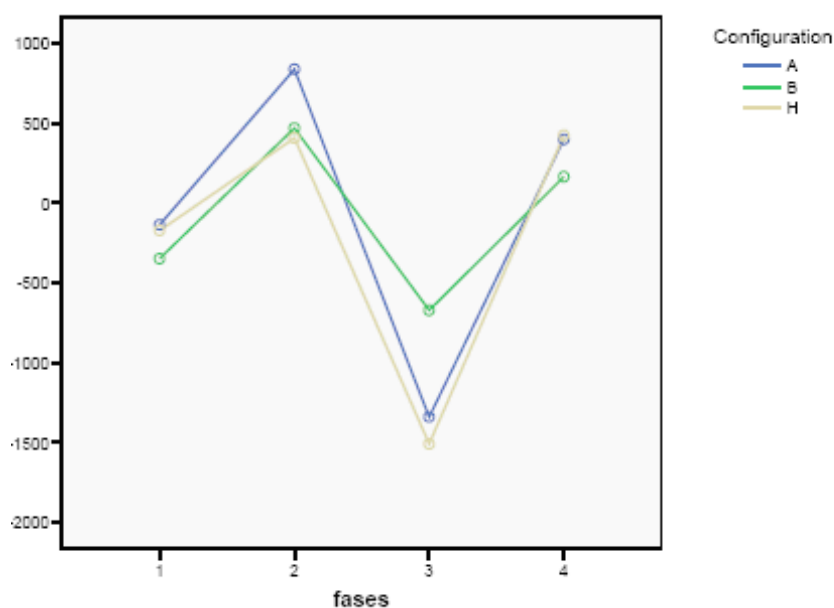


Fig. 69: comparació del comportament entre configuracions i fases del cicle pel Sensor 1

Aquesta gràfica ens mostra en l'eix d'abscisses les fases del cicle pel SENSOR 1, de forma que el n°1 correspon a la Elevació anterior, el n°2 correspon a la Rotació Externa, el n°3 correspon a la Rotació interna i el n°4 correspon a la Retropulsió. En l'eix d'ordenades apareixen les tensions, i les gràfiques corresponen a cadascuna de les configuracions, (A= Anatòmica, B= Baixa, H= Alta)

De manera que podem veure que les diferents configuracions no modifiquen el comportament de les tensions per cada fase del cicle (Fig. 69)

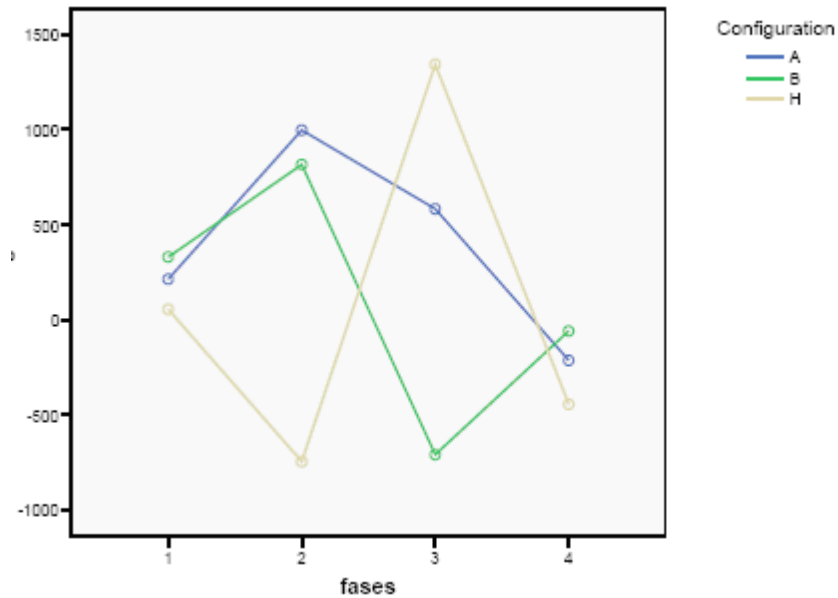


Fig. 70: Comportament de les tensions en les diferents fases del cicle en les diferents configuracions pel sensor 3

En canvi quan fem la mateixa distribució pel Sensor 3 trobem que en aquest cas les diferents configuracions si que modifiquen el comportament de les tensions a cadascuna de les fases del cicle (Fig. 70)

6. DISCUSSIÓ

6.1 Discussió resultats clínics

6.2 Discussió resultats radiològics

6.3 Discussió resultats estudi estàtic

6.4 Discussió resultats estudi dinàmic

El tractament de les fractures complexes de l'húmer proximal malgrat el seu increment en nombre roman controvertit. D'una banda la complexitat de maneig quirúrgic d'aquest tipus de fractures fa que la decisió a l'hora d'escollir el millor tipus de tractament sigui difícil, i per altre banda hi ha múltiples factors que influeixen en el resultat i que també tenen d'ésser valorats a l'hora de decidir-se per un tractament o un altre (edat, sexe, tipus fractura, grau osteoporosi, estat cognitiu, capacitat per fer rehabilitació,...).

Si ens decidim per implantar una hemiartroplàstia aleshores ens enfrontarem a una sèrie de problemes específics generats per aquest tipus de tractament. Les hemiartroplàsties en el tractament de les fractures de l'húmer proximal han demostrat ésser efectives en el maneig del dolor, però el grau de funcionalitat que en podem obtenir és molt variable i poc predictable.⁶³⁻⁷⁰ A la literatura revisada trobem que gairebé tots els autors estan d'acord en què els pacients tractats amb una hemiartroplàstia per fractura de l'húmer proximal presenten poc dolor al seguiment, però mentre que alguns autors reporten resultats funcionals molt satisfactoris,⁴⁷ d'altres comuniquen uns resultats funcionals pobres.⁶³⁻⁷⁰

6.1 Discussió resultats clínics

Els resultats clínics que hem obtingut en el nostre estudi concorden essencialment amb aquells descrits a la literatura. Si avaluem la funció de l'espatlla operada a través de l'escala de valoració funcional de Constant veiem que el resultat funcional mig final es de 55,76 punts, uns 30 punts menys que l'extremitat contralateral (braç sa té un Constant de 83,80). Aquesta diferència de puntuació és sobre tot a expenses de la mobilitat i de la força. Si analitzem el dolor d'aquests pacients veiem que el 96% dels pacients operats manifesten un

nivell de dolor lleu o sense dolor, de manera que podem afirmar que la hemiartroplàstia en el tractament de les fractures de l'húmer proximal constitueix un tractament efectiu per a prevenir el dolor.

Si analitzem l'ítem d'activitats de la vida diària, podem observar que si bé la puntuació global és bona (15,6 sobre un màxim de 20 punts) i amb una diferència respecte al braç sa de menys de 5 punts, tan sols el 16% dels pacients és capaç de realitzar tasques per sobre del nivell de cap. És a dir, que malgrat el resultat funcional no sigui prou bo els pacients manifesten ser capaços de realitzar les seves activitats de la vida diària de manera satisfactòria, probablement perquè és un grup majoritàriament de gent gran (mitjana d'edat de 74,76 anys) i que al no tenir dolor poden realitzar la majoria de les seves tasques que es desenvolupen a un nivell de la cintura o del pit, manifestant doncs poder assolir un bon nivell d'activitats de vida diària malgrat no puguin realitzar tasques a un nivell superior a la seva espatlla. Al referir no tenir dolor i poder assolir un bon nivell d'activitats de vida diària, la majoria d'aquests pacients tenen uns nivells alts de satisfacció del procediment tal i com ho assenyalen diferents estudis.

Respecte a la mobilitat, prop del 40% dels pacients no arriben a un nivell d'elevació anterior i/o abducció de 90°, és a dir que poc més d'1/3 dels pacients no arriba a poder utilitzar el braç afecte a un nivell superior de la seva espatlla. La rotació externa també està compromesa fins al 36% dels pacients que no assoleixen un nivell útil de rotació externa. La rotació interna, però, està conservada en la majoria dels pacients (fins a un 80%). Això és així perquè per a poder realitzar una correcta rotació externa és imprescindible un bon

funcionament del infraespínós i del rodó petit, ambdós múscles inserits a la tuberositat gran, de manera que una mala consolidació de la tuberositat gran afecta de manera dramàtica a la rotació externa, mentre que la rotació interna, al dependre del subescapular i la tuberositat petita però també del tendó del pectoral major, sempre tendeix a estar preservada per la funció d'aquest últim que gairebé mai està inclòs en la fractura. Es a dir, malgrat la tuberositat petita i per tant el subescapular estiguin mal consolidats en l'evolució d'aquestes fractures tractades amb una hemiartroplàstia, la preservació del tendó del pectoral major garanteix un bon nivell de rotació interna. Globalment, el moviment en un alt nombre de casos queda molt reduït, sobre tot l'elevació anterior, abducció i rotació externa. (Fig. 71,72 i 73)



Fig. 71: Limitació postquirúrgica de la elevació anterior per sota de 90°



Fig. 72: Limitació postquirúrgica de la rotació externa



Fig. 73: Conservació postquirúrgica de la rotació interna

Per últim, la força queda molt disminuïda en aquests pacients. Fins el 92% dels pacients presenten un nivell de força per sota la mitjana. Mala consolidació de les tuberositats i escurçament del deltoïdes probablement són els responsables d'aquesta disminució de la força en aquestes hemiartroplàsties.

Diversos estudis s'han desenvolupat per donar explicació a aquests pobres resultats funcionals obtinguts amb les hemiartroplàsties per fractura de l'húmer proximal. D'una banda sembla haver-hi uns límits donats per l'edat dels pacients, l'osteoporosi que acompanya aquestes fractures i la limitada capacitat de rehabilitació dels grups de pacients més grans.^{71,72,89,90} D'altra banda s'han estudiat també factors de la tècnica quirúrgica que poden tenir un efecte determinant en el resultat funcional.^{29,32,38,62,91,92} Des d'un punt de vista de tècnica quirúrgica, sembla ser que el factor més determinant a l'hora d'obtenir un millor resultat funcional és la consolidació correcta de les tuberositats darrere de la pròtesi.^{91,92}



Fig. 74: mala reducció tuberositat gran en el postoperatori immediat



Fig. 75: manca de consolidació de la tuberositat gran en el seguiment

6.2 Discussió resultats radiològics

Si analitzem els nostres resultats veiem que en el control radiològic immediatament posterior a la cirurgia, en el 42% de casos es jutjava que la tuberositat gran havia estat reduïda d'una manera pobre o dolenta (Fig. 74,75). De la mateixa manera, al final del seguiment, sols el 44% dels pacients presentaven una consolidació correcte de la tuberositat gran. (Fig. 76)



Fig. 76: correcte consolidació de la tuberositat gran al final del seguiment

Aquest alt nombre de males reduccions de la tuberositat gran tenen com a origen la dificultat d'aquest tipus de cirurgia i el fet de la manca de referències anatòmiques que permetin al cirurgià establir on i com tenen d'ésser reduïdes les tuberositats darrere la pròtesi, i a quina alçada i retroversió s'ha de col·locar el implant protèsic per afavorir aquesta reducció. Com ja s'ha comentat, un dels factors tècnics més importants que determinen el resultat funcional d'aquests implants es la correcte consolidació de la tuberositat gran, i veiem en la nostra sèrie això sols ho hem aconseguit en el 44% de pacients.

Per altra banda, en aquest estudi hem pogut demostrar que hi ha una gran tendència en aquest tipus de fractures, també per la manca de referències anatòmiques, a col·locar la pròtesi més baixa del que per la anatomia normal li correspondria. Fins un 80% de pacients té el implant col·locat més baix, amb un marge de 0 a 1,5 cm. La resta, fins un 20% el tenen col·locat més alt, amb un marge de 0 a 1 cm. Fins ara, segons Neer,⁴² això significaria que la col·locació més baixa de la pròtesis disminuiria la potencia d'elevació de la extremitat al disminuir distància de origen i inserció del deltoïdes, mentre que el fet d'implantar la pròtesi més alta significaria més probabilitat de desenvolupar impingement en el seguiment.

Al analitzar els resultats funcionals a través de l'escala de Constant veiem que hi hà diferències significatives en els resultats entre homes i dones ($p=0,010$), obtenint els homes una millor puntuació total. Amb tot, al analitzar ítem per ítem el Constant, veiem que si bé hi ha una tendència cap a que tots els valors de la escala de Constant siguin millors en els homes, sols hi trobem diferències significatives respecte a la força ($p<0,001$), factor que ja és esperable al comparar els 2 sexes, de manera que

podríem concloure que malgrat hi ha una tendència cap a que els homes obtinguin millors resultats això no es significatiu.

Al comparar els resultats del Constant per grups de edat, tipus de fractura i demora quirúrgica, no s'han trobat diferències significatives. Probablement, la majoria de pacients correspon a un sector poblacional d'edat prou avançada com per què els dos grups comparats (<65a i >65a) no presentin diferències. De la mateixa manera, sembla ser que el tipus de fractura no té un impacte alt en el resultat funcional, si bé la majoria de fractures incloses son d'alta complexitat, 3 i 4 parts amb luxació del cap humeral associada o no, un cop decidit de implantar una pròtesi, el fet de tenir el cap humeral luxat o no, o de que la fractura sigui en 3 o 4 parts no canvia massa la tècnica quirúrgica doncs el cap humeral es igualment extret i les tuberositats aïllades, de manera que no varia el pronòstic de la hemiartroplàstia. Potser si el que intentessim fos fer una osteosíntesi, el tipus de fractura si que tindria una influència en el resultat funcional.

On si es troben diferències significatives respecte al resultat funcional mesurat amb l'escala de Constant es amb la consolidació de les tuberositats, de manera que si les tuberositats estan consolidades els pacients tenen significativament millor resultat funcional ($p=0,004$). I això es així per els ítems de elevació anterior ($p<0,000$), abducció ($p<0,000$), rotació externa ($0,001$) i força ($p<0,008$). No trobem diferències significatives respecte a dolor ($p<0,711$), rotació interna ($p<0,350$) i activitats de la vida diària ($p<0,143$). Cal recordar però, que per els ítems de dolor, rotació interna i activitats de la vida diària tampoc trobaven diferències en la sèrie global respecte al braç no operat, doncs les hemiartroplàsties per fractura, independentment del grau de mobilitat que assoleixin, no provoquen dolor i els pacients al tindre un nivell

d'activitat molt limitat perceben que poden fer les seves activitats de la vida diària de manera satisfactòria. Podríem concloure doncs, que la manca d'unió de la tuberositat gran té un efecte sobre tot en la mobilitat, i dins de la mobilitat, sobre tot en la elevació anterior, abducció, rotació externa i força.

També s'ha trobat relació entre el grau de reducció postoperatòria immediata i la consolidació final, de manera que el 81,8% dels pacients en els que inicialment assolíem una bona reducció de la tuberositat gran aquesta consolida correctament al final del seguiment, mentre que sols el 50% de les tuberositats reduïdes de manera regular en el postoperatori immediat consoliden al final del seguiment i el 100% de les que estan mal reduïdes inicialment no consoliden al final del seguiment.

Igualment, hi ha una tendència lineal estadísticament significativa ($p < 0,0015$) de que a millor reducció inicial millor valor de Constant al final del seguiment, de manera que els pacients amb una reducció inicial bona, el Constant final és de 65, si la reducció inicial és regular, el Constant final és de 53,2 i si la reducció inicial és dolenta el Constant final es de 48.

Ja s'ha vist com hi ha una tendència a col·locar l'implant més baix del que anatòmicament li correspondria, no s'han trobat però diferències respecte a sexe, es a dir, no s'implanta més baixa o més alta la pròtesi en homes que en dones o a la inversa. El que sí s'ha evidenciat es una tendència a un millor resultat funcional mesurat a través del Constant en els pacients amb l'implant alt respecte als que el tenen baix, de manera que al col·locar la pròtesi més alta obtenim un valor mig de Constant de 65,80 mentre que al col·locar l'implant més baix obtenim un valor mig del Constant de 53,25. No obtenim però diferències significatives entre ambdós grups, probablement per que la mostra no es prou gran. Si mirem ítem per ítem els

valors del Constant tot i que a cada ítem els pacients amb l'implant més alt puntuen més, no hi trobem diferències significatives excepte per les activitats de la vida diària on els pacients amb l'implant més alt significativament puntuen millor ($p < 0,004$). Finalment al analitzar en quin grup s'obtenen més consolidacions, clarament els pacients en els que el implant es col·locat més alt consoliden més (80%) que els pacients amb l'implant col·locat més baix (35%).

Els resultats clínics ens posen de manifest que les pròtesi implantades per fractures de l'húmer proximal donen uns bons resultats respecte al dolor i nivell d'activitats de vida diària però que globalment no donen uns resultats satisfactoris respecte a restablir la mobilitat de l'extremitat afectada. El restabliment de la mobilitat depèn de molts factors, però clarament depèn de la consolidació de la tuberositat gran. Hi ha una tendència cap a implantar les pròtesi més baixes respecte al restabliment de l'anatomia, i aquestes pròtesi implantades més baixes tenen una tendència a presentar pitjor resultat en la valoració funcional en la escala de Constant i a presentar un nombre menor de consolidacions de la tuberositat gran. Si bé el pitjor resultat funcional podria ser explicat parcialment des de el punt de vista biomecànic per l'escurçament del braç i per tant del origen i final del deltoïdes, el menor nombre de consolidacions de la tuberositat gran probablement depèn d'altres factors biomecànics, com poden ser que el fet d'implantar la pròtesi més baixa produeixi un augment de tensió en les sutures entre les tuberositats i entre tuberositats i diàfisi.

6.3 Discussió resultats estudi estàtic

Per tal d'aprofundir en el efecte biomecànic que té el fet de col·locar l'implant més alt o més baix es va dissenyar l'estudi estàtic, en el que a partir de diferents configuracions d'alçada protèsica (situació anatòmica, pròtesi 1cm més alta, pròtesi 1cm més baixa) s'analitzava com canvien les tensions a través de les sutures que passen pels llocs a risc en la consolidació de les tuberositats, és a dir, entre les 2 tuberositats, entre la tuberositat gran i la diàfisi i entre la tuberositat petita i la diàfisi. (Fig. 77)

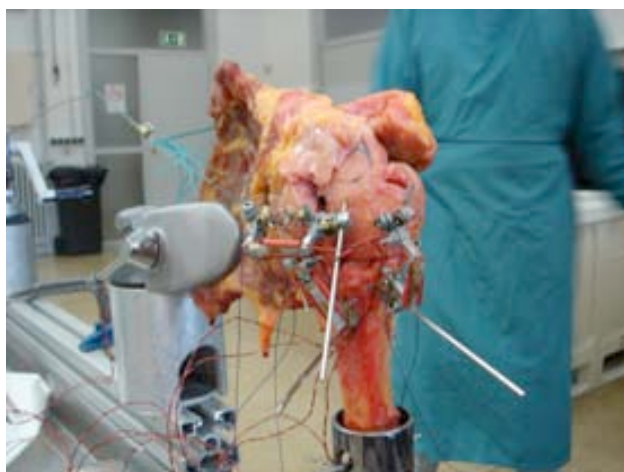


Fig. 77: muntatge estàtic.

En analitzar les tensions que cada galga suporta des de el punt 0, és a dir l'inici del experiment fins la ruptura de la sutura o bé la diàstasi entre els fragments de més de 0,5cm, veiem que globalment per a totes les configuracions la sutura a més risc és la que uneix ambdues tuberositats, és a dir, la que recull el sensor 2. Probablement els vectors de força de subescapular per un costat i supraespinós i infraespinós per l'altre, en un muntatge estàtic tendeixen a absorbir més tensió entre ells que no pas entre cada tuberositat i la diàfisi. Al treballar en un model estàtic els canvis de tensió en el sensor 2 entre les diferents configuracions no són molt elevats doncs depenen

d'una direccionalitat més independent de l'alçada protèsica, malgrat això, la configuració baixa és la que pateix més ruptures de sutura, és a dir, per una mateixa tensió la configuració baixa respecte a les altres tendeix a trencar més la sutura entre la tuberositat gran i la petita posant a risc la consolidació de les tuberositats. (Fig. 78)

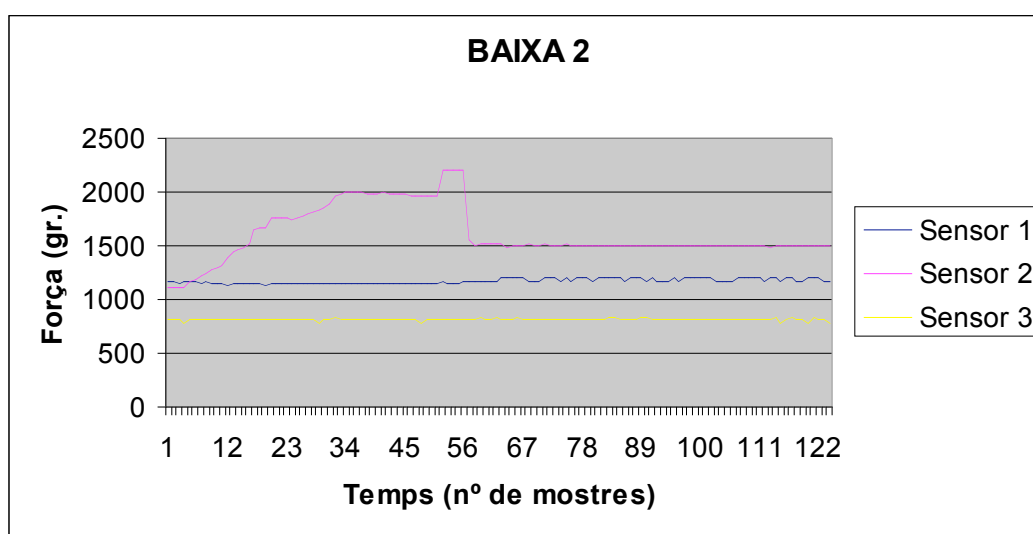


Fig. 78: gràfica que assenyalava la ruptura de la sutura entre tuberositats a la configuració baixa

El sensor 3, el que uneix tuberositat gran i diàfisi es el segon en importància alhora d'absorbir tensions. De fet, en la configuració baixa, trenca en la segona prova del cadàver 4 i en la primera prova es el sensor que més absorbeix.

Aquesta situació fa que d'alguna manera les dues sutures responsables de la estabilitat de la tuberositat gran siguin les dues sutures a més risc al realitzar contracció estàtica.

Des de un punt de vista estàtic, que vindria a ésser representat per la situació de repòs o de immobilització postoperatòria, les sutures realitzades entre les dues tuberositats i entre la tuberositat gran i la diàfisi son les que més a risc estan de

trencar, i el seu trencament es el que més en risc posa la capacitat de consolidació de la tuberositat gran, i altre vegada la configuració protèsica baixa, es a dir, aquella en la col·loquem l'implant més baix del que anatòmicament li correspondria, és la configuració que més a risc posa les sutures i per tant la capacitat de consolidació de la tuberositat gran. (Fig. 79)

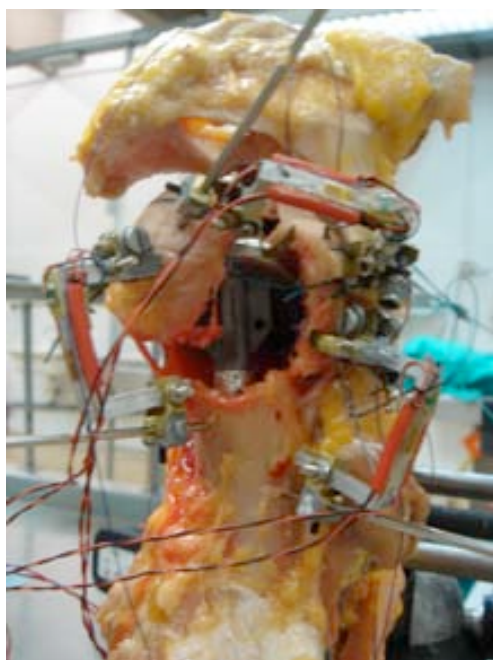


Fig. 79: ruptura de la sutura entre tuberositats i tuberositat gran-diàfisi

També cal remarcar la manca de absorció de tensió del sensor 1 (tuberositat petita amb diàfisi) que gairebé sempre es manté constant. La verticalitat de la sutura entre tuberositat petita i diàfisi fa que sigui perpendicular al vector de força del subescapular, de manera que té poc efecte contra la contracció del subescapular i sols es veu afectada per un factor arrossegament quan falla la sutura entre les tuberositats. Del model anatòmic estàtic podem concloure que les sutures que més absorbeixen tensió son aquelles que tenen la direcció dels vectors de força dels muscles implicats de manera que al dissenyar la estratègia de sutura en cada pacient més que una

reconstrucció de fragments ossis cal considerar la sutura com un equilibri muscular entre subescapular per una banda i supraespinós, infraespinós i rodó petit per l'altre, de manera que el objectiu de les sutures es més contrarestar i equilibrar aquest parell de forces que no pas fixar uns segments ossis entre ells.

6.4 Discussió resultats estudi dinàmic

En l'estudi dinàmic es pretén estudiar quin és l'efecte del moviment passiu en les sutures que uneixen les tuberositats entre elles i amb la diàfisi. Hi han autors que recomanen el inici immediat de la rehabilitació en el postoperatori, de manera que abans que s'iniciï el procés de consolidació de les tuberositats, les sutures que uneixen els diferents fragments son sotmeses a la tracció produïda per el moviment. Per tal efecte es va dissenyar un programa de moviments que el robot tenia de repetir fins els trencament de la sutura o el afluixament significatiu de la mateixa. Així, es va definir la elevació anterior del húmer fins a 90° seguida d'una rotació externa de 30° per tornar amb una rotació interna de 60° i aleshores fer una retropulsió de 90° que tornés a la posició inicial per tornar a repetir el cicle. Es van definir aquests arcs de moviment doncs son prou limitats com per reproduir el moviment que es pot esperar obtenir en les primeres fases de la rehabilitació. El primer que es va observar va ésser que en el inici del moviment es produïa un fenomen d'encaix de les tuberositats. Aquest fenomen no ha estat descrit prèviament i determina les posteriors tensions entre les sutures. Al iniciar la elevació anterior, les tuberositats s'encaixen segons les traccions dels tendons inserits en elles, de manera que independentment de com s'hagin suturat, tendeixen a una col·locar-se en una situació d'estabilitat de fores. S'han observat 4 patrons d'encaix segons aquest fenomen incrementi la tensió entre la sutura, la disminueixi o la mantingui constant. També s'ha observat com

cada sensor pateix de diferent manera aquest fenomen. El sensor 1 (tuberositat petita – diàfisi) presenta sobre tot el patró 3, mentre que el sensor 3 (tuberositat gran – diàfisi) presenta sobre tot en patró 2. Malgrat això, el sensor 1 trenca la sutura més freqüentment quan s'encaixa amb el patró 2, mentre que el sensor 3 trenca la sutura més freqüentment quan s'encaixa amb el patró 4. El sensor 1, al presentar el fenomen d'encaix amb el patró 2 trenca la sutura més nombre de vegades i això es produeix en les configuracions anatòmica i baixa, mentre que el sensor 3, al presentat el patró 4 trenca la sutura major nombre de cops i això es produeix sols en la configuració baixa. Per altra banda, si mirem quin es el sensor que absorbeix més tensió durant el fenomen d'encaix, veiem que el sensor 3 es el que significativament absorbeix més tensió, de manera que la sutura a més risc durant aquest procés es la que uneix la tuberositat gran amb la diàfisi, es a dir, la que compromet la consolidació de la tuberositat gran. Com a resum, pensem que al inici del moviment es produeix un fenomen de reajustament o encaix de les tuberositats on es situen el funció de les forces que es produeixen a través dels tendons de la còfia rotadora inserits en elles. Aquest fenomen d'encaix no havia estat descrit abans i pensem que obre una porta al estudi del disseny de les sutures de les tuberositats en funció de les forces que generen els tendons que s'insereixen, més que en funció del encaix dels fragments ossis per tal d'obtenir aquell disseny de sutura que millor aprofiti aquest fenomen i deixi les tuberositats en millor situació per a la posterior consolidació. En les configuracions que hem estudiat, les sutures més a risc en aquesta fase són les que uneixen tuberositat petita i diàfisi i tuberositat gran i diàfisi, i entre elles la que més tensió absorbeix es la que uneix tuberositat gran amb la diàfisi. Finalment, la configuració que dona més trencades de sutura és la configuració baixa. (Fig. 80)

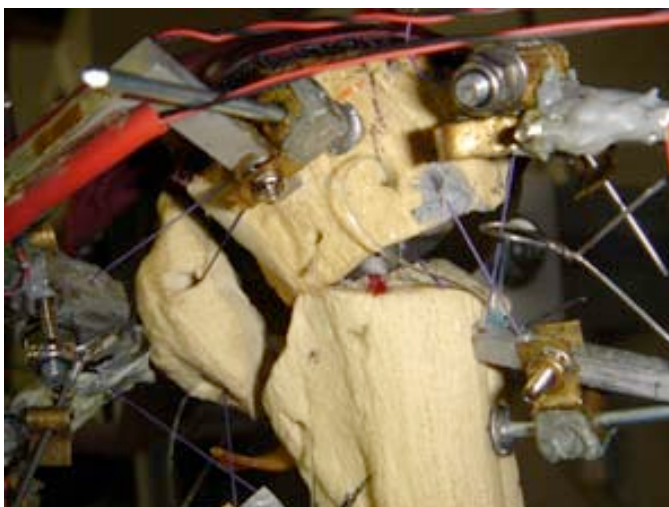


Fig. 80: trencament entre tuberositat gran i diàfisi en el model dinàmic

En l'estudi dinàmic, en analitzar les fases del moviment i els cicles, observem que globalment la sutura que en major nombre d'ocasions trenca és la que registra el sensor 3, és a dir, la que uneix la tuberositat gran amb la diàfisi, i la configuració en la que trenca en el 100% de casos és la baixa, de manera que altre cop, la sutura a més risc és la que uneix tuberositat gran amb diàfisi, és a dir, la que compromet la consolidació de la tuberositat gran, i també altre cop, és la configuració baixa la que més afecta aquesta unió.

En analitzar cada fase en cada sensor, veiem que pel sensor 1 (tuberositat petita – diàfisi), la tensió augmenta en la rotació externa i en la retropulsió, mentre que en el sensor 3 (tuberositat gran – diàfisi) la tensió augmenta en la elevació anterior i rotació interna i aquestes diferències es produeixen d'una manera significativa. No trobem, però, diferències significatives respecte a aquestes diferències de tensió entre les diferents configuracions (anatòmica, alta, baixa). Si analitzem per separat cada sensor, veiem que el sensor 1 en les diferents fases del cicle presenta una davallada de tensió en el pas entre elevació anterior i rotació externa, i un augment de tensió en

el pas de rotació externa a rotació interna i això es produeix de la mateixa manera en les 3 configuracions (anatòmica, alta, baixa). Per altre banda, el comportament dels sensor 3 es diferents segons la configuració, de manera que en la configuració alta, es produeix una davallada de tensió en el pas entre elevació anterior i rotació externa, i un augment de tensió en el pas de rotació externa a rotació interna, mentre que en la configuració baixa la tensió augmenta en el pas de elevació anterior a rotació externa i disminueix en la trànsit de rotació externa a rotació interna. Si pensem que des de un punt de vista biomecànic al fer la rotació externa passiva allarguem el subescapular podem dir que posem a risc la sutura entre tuberositat petita i diàfisi, mentre que al fer rotació interna passiva allarguem infraespinós i rodó petit i posem doncs a risc la sutura entre la tuberositat gran i la diàfisi, de manera que el fet de col·locar el implant en una situació alta o baixa té implicacions en com afecten les tensions entre les sutures en les diferents fases del cicle.

Com a resum, el resultat funcional de les fractures tractades amb una hemiartroplàstia depèn de múltiples factors. Entre ells, la tècnica quirúrgica sembla esser un dels factors determinats. La consolidació de la tuberositat gran a la diàfisi en correcte situació determina el resultat funcional, de manera que la major part de pacients amb tuberositats no consolidades presenten un mal resultat funcional, mentre que si la consolidació de la tuberositat és correcte la majoria de pacients tenen un bon resultat funcional. Malgrat no hi ha una diferència significativa, el fet de col·locar el implant en una situació més baixa dona una tendència clínica cap a un pitjor resultat mesurat a través de la escala funcional de Constant i també a un major nombre de tuberositats no consolidades. Des de el punt de vista de la pauta postoperatòria, es pot decidir una rehabilitació passiva immediata o allargar la

immobilització durant 3 setmanes per iniciar després la rehabilitació. Aquest fet determina una diferent transmissió de tensions a través de les sutures que fixen les tuberositats a la diàfisi. Si mantenim l'articulació immòbil i sols deixem actuar les forces de contracció isomètrica, la sutura a més tensió es la que uneix les dues tuberositats, i la pitjor situació, és a dir aquella en que trenca més la sutura, és la configuració baixa. Per altre banda, si analitzem les diferents sutures en moviment, en un model dinàmic, les sutures a més risc són les que uneixen tuberositat gran amb diàfisi i tuberositat petita amb diàfisi, mentre que la sutura entre les tuberositats sembla no absorbir tensió. Aquí també la configuració en la que més tensió s'absorbeix i en la que les sutures trenquen més sovint es la configuració baixa.

7. APLICACIÓ CLÍNICA

Els resultats que hem obtingut tant del estudi clínic com dels estudis estàtic i dinàmic ens permeten extrapolar a la pràctica clínica diària les conclusions fonamentals.

Les fractures complexes del húmer proximal, al ésser tractades amb una hemiartroplàstia si bé donen uns bons i previsibles resultats respecte al dolor, tenen uns resultats funcionals limitats i difícils de preveure. Diversos factors tenen influència en el resultat funcional final, però dins dels que el cirurgià pot actuar sembla ésser que la consolidació de la tuberositat gran és el que més condiciona el resultat funcional final, de manera que dins del grup de pacients amb un bon resultat funcional la majoria d'ells té la tuberositat gran consolidada mentre que dins del grup de pacients amb un dolent resultat funcional, la majoria de pacients té la tuberositat gran mal consolidada. La capacitat de consolidació de la tuberositat gran té molt a veure amb la tècnica quirúrgica. Fins a un 40% de pacients, ja en el postoperatori immediat, es jutja com a mal posicionada la tuberositat gran, i per tant amb poques possibilitats de consolidar. (Fig. 81-84)



Fig. 81: reducció dolenta de la tuberositat gran que està multifragmentada



Fig. 82: desaparició de la tuberositat gran en la evolució del cas fig. 81 i migració proximal del cap humeral

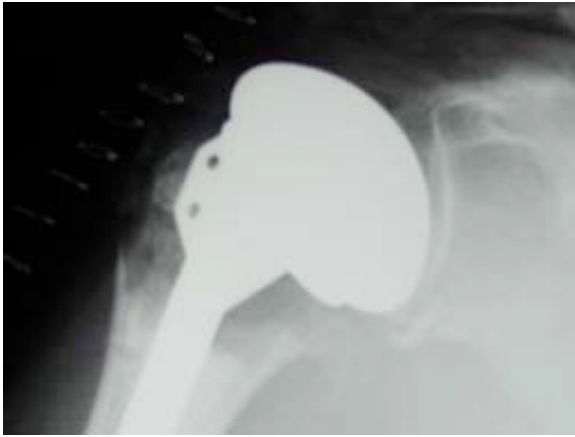


Fig. 83: Altre cas de mala reducció de la tuberositat gran, que ja en el postoperatòri immediat no es apreciable a la Rx en AP.



Fig. 84: El mateix cas de la fig. 83, en la projecció axil·lar pura apareix la tuberositat gran que està fixada massa posterior

L'efecte que té la pauta de rehabilitació immediata o diferida en la capacitat de consolidació de les tuberositat està per veure doncs hi han treballs que defensen cada una de les dues pautes i ni ha que demostrin una manca de diferències entre ambdues pautes. La correcta reducció i fixació de la tuberositat gran depèn en gran manera de la correcta situació de la pròtesi un cop retirat el cap humeral i independitzades les tuberositats. En aquest estudi s'ha posat de manifest que clínicament hi ha una tendència a la col·locació baixa de la pròtesi i que aquesta situació baixa de la mateixa, produeix des de un punt de vista clínic un pitjor resultat funcional i desde l'estudi estàtic i dinàmic un augment de tensió i ruptura de les sutures. De manera que en la pràctica clínica cal evitar el posicionament massa inferior de la pròtesi. Per a tal efecte, seria bo tenir referències anatòmiques que no es veiessin afectades per la fractura. Com s'ha vist, la pròpia fractura al desvincular les tuberositats de la diàfisi i del cap humeral fa que es perdin les referències anatòmiques en les que recolzar-se per implantar la pròtesi sobre la que reconstruir les tuberositats. El bicipital no sembla ser una bona referència donat que al presentar un trajecte torsionat, segons el nivell de la fractura pot donar valors diferents de retroversió humeral. D'altres autors aconsellen fer servir la inserció alta del pectoral major al húmer tant per determinar l'alçada protèsica com la seva retroversió, desafortunadament encara calen estudis clínics que corroborin el que anatòmicament s'ha descrit. En qualsevol cas cal evitar la col·locació massa inferior del implant doncs això s'ha vist que incrementa el nombre de ruptures de sutura. Desde un punt de vista pràctic si les tuberositats s'han trencat en un únic fragment, es pot reduir les mateixes com si d'una fractura es tractés, i pensar que cal que la part més alta del cap protèsic estigui uns 5 mm per sobre del punt més alt de la tuberositat gran. El problema bé quan la

tuberositat gran està fragmentada i no ens permet el seu ús com a referència, en aquest cas si l'húmer proximal està sencer, altre manera de triar l'alçada adequada fora enfonsar la pròtesi en la diàfisi fins el final i aleshores alçarla 1 cm, d'aquesta manera no podem assegurar que estigui en el punt anatòmic, però si que podem saber que no la deixarem excessivament baixa. També es pot fer servir la distància del cap protèsic al acromion, però això està relacionat amb la relaxació del pacient i la força de tracció que nosaltres desenvolupem. Malgrat tot, si un cop cimentat el component protèsic creiem que està en una situació massa baixa, cal que reforcem les sutures més a risc en cada cas.

D'aquest estudi també es desprèn la diferent afectació de les sutures si plantegem una pauta de rehabilitació immediata o diferida. Com s'ha vist, si l'húmer es fix, la contracció muscular afecta significativament més la sutura que abraça les dues tuberositats, de manera que si pensem fer una rehabilitació diferida, caldrà l'acte quirúrgic refermar més la sutura que uneix la tuberositat gran amb la petita. Si pensem fer una pauta de rehabilitació immediata, hem vist com la sutura a més risc és la que uneix la tuberositat gran amb la diàfisi, de manera que aquesta serà la que tindrem de reforçar més. (Fig. 85,86)

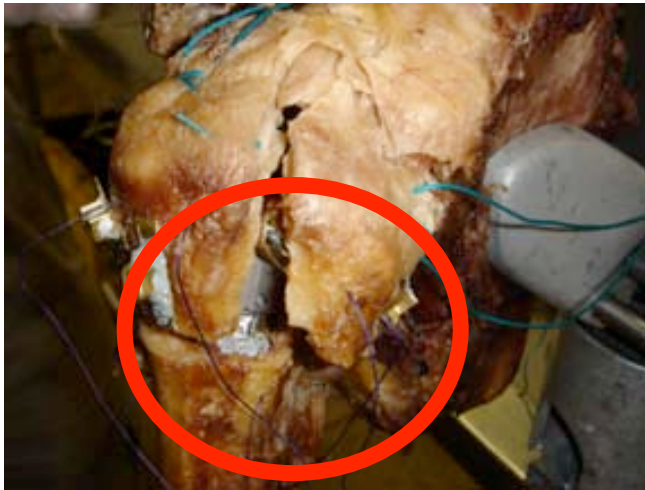


Fig. 85: sutura entre tuberositat gran i tuberositat petita

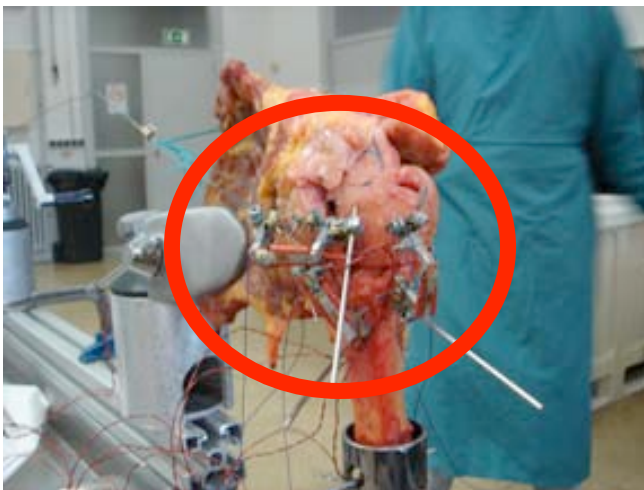


Fig. 86: sutura entre tuberositat gran i diàfisi

Igualment, també amb aquest estudi s'ha pogut determinar que segons la posició de moviment diferents sutures estan a risc, de manera que es podria pensar en individualitzar la pauta de rehabilitació per cada malalt. Segons el estat de les

tuberositats i de les tensions obtingudes entre les mateixes es pot decidir en el postoperatori quins moviments es poden autoritzar i quins s'han de protegir.

El fenomen d'encaix pot interpretar-se com l'efecte sobre les sutures dels diferents múscles de la còfia rotadora segons la situació relativa de cadascun d'ells en la reducció i sutura de les tuberositats. El fet de col·locar la pròtesi a diferent alçada condiciona un efecte immediat de dificultat de reducció de les tuberositats i de canvi de tensions en les sutures, però a més a més, els tendons inserits a les tuberositats fan el seu efecte de tracció en la direcció que haguem reduït les mateixes provocant un efecte d'encaix que per si mateix pot condicionar la capacitat de consolidació posterior de les tuberositats al canviar les tensions entre les sutures. Caldria en futurs estudis determinar quina es la direcció millor de les sutures entre les tuberositats per aprofitar les tensions que després rebran per els tendons inserits, de manera que es pogués obtenir un efecte hauban entre les tuberositats i al exercir tracció s'obtingués un efecte de compressió entre els fragments en lloc del efecte distracció que ara s'obté.

8. CONCLUSIONS

8.1 Conclusions sobre la hipòtesi de treball o conclusions principals

8.2 Conclusions sobre els objectius o conclusions accessòries

8.1 Conclusions sobre la hipòtesi de treball o conclusions principals

Els canvis en l'alçada del component humeral en les hemiartroplàsties implantades per fractures complexes del húmer proximal condicionen variacions en les tensions de les sutures entre les tuberositats i entre les tuberositats i la diàfisi humeral.

8.2 Conclusions sobre els objectius o conclusions accessòries

8.2.1 En la implantació de les hemiartroplàsties per fractura del húmer proximal hi ha una tendència a implantar el component humeral en una situació més baixa, comportant un escurçament de la longitud total humeral.

8.2.2. Els resultats clínics funcionals de les hemiartroplàsties implantades per fractura del húmer proximal son pitjors al implantar la pròtesi en una situació més baixa.

8.2.3. En un model estàtic, la sutura a més risc es la que uneix les tuberositats entre si, i el risc de ruptura es major al implantar la pròtesi en una situació més baixa que la anatòmica.

8.2.4. En un model dinàmic es produeix al inici del moviment un fenomen d'encaix que difereix segons la alçada a la que s'ha implantat la pròtesi i que comporta canvis en les tensions entre les sutures.

8.2.5. En les diferents fases del moviment (elevació anterior, rotació externa i rotació interna) les tensions entre les sutures varien de manera diferent segons l'alçada a la qual es deixa el component humeral.

9. REFERÈNCIES BIBLIOGRÀFIQUES

1. Horak J, Nilsson BE. Epidemiology of fracture of the upper end of the humerus. *Clin Orthop* 1975;112:250-3.
2. Rose SH, Melton LJ, Morrey BF, Ilstrup DM, Riggs BL. Epidemiologic features of humeral fractures. *Clin Orthop* 1982;168:24-30.
3. Bengnér U, Johnell O, Redlund-Johnell I. Changes in the incidence of fracture of the upper end of the humerus during a 30-year period. *Clin Orthop* 1988; 231: 179-82.
4. Nordqvist A, Petersson CJ. Incidence and causes of shoulder girdle injuries in an urban population. *J Shoulder Elbow Surg* 1995; 4: 107-12.
5. Kannus P, Palvanen M, Niemi S, Parkkari J, Vuori I. Osteoporotic fractures of the proximal humerus in elderly Finnish persons. *Acta Orthop Scand* 2000; 71 (5): 465-70.
6. Court-Brown CM, Garg A, McQueen MM. The epidemiology of proximal humeral fractures. *Acta Orthop Scand* 2001; 72 (4): 365-71.
7. Guggenbuhl P, Meadeb J, Chalès G. Osteoporotic fractures of the proximal humerus, pelvis, and ankle: epidemiology and diagnosis. *Joint Bone Spine* 2005;72:372-5.
8. Palvanen M, Kannus P, Niemi S, Parkkari J. Update in the epidemiology of proximal humeral fractures. *Clin Orthop* 2006;442:87-92.
9. Johnell O, Kanis JA, Odén A, Sernbo I, Redlund-Johnell I, Petterson C, De Laet C, Jönsson B. Mortality after osteoporotic fractures. *Osteoporos Int* 2004;15:38-42.

10. Shortt NL, Robinson M. Mortality after low-energy fractures in patients aged at least 45 years old. *J Orthop Trauma* 2005;19:396-403.
11. Olsson C, Petersson CJ. Clinical importance of co morbidity in patients with a proximal humerus fracture. *Clin Orthop* 2006;442:93-9.
12. Chu SP, Kelsey JL, Keegan THM, Sternfeld B, Prill M, Quesenberry CP et al. Risk factors for proximal humerus fracture. *Am J Epidemiol* 2004; 160: 360-7.
13. Johnell O, Kanis JA, Odén A, Sernbo I, Redlund-Johnell I, Petterson C, De Laet C, Jönsson B. Fracture risk following an osteoporotic fracture. *Osteoporos Int* 2004;15:175-9.
14. Gaebler C, McQueen MM, Court-Brown CM. Minimally displaced proximal humeral fractures. *Acta Orthop Scand* 2003;74:580-5.
15. Codman. *The Shoulder. Rupture of the supraspinatus tendon and other lesions in or about the subacromial bursa.* 1934. Krieger Publishing Company. Florida.
16. Neer CS II. Displaced proximal humeral fractures. Part I. Classification and evaluation. *J Bone Joint Surg* 1970;52A:1077.
17. Sidor ML, Zuckerman JD, Lyon T, Koval K, Cuomo F, Schoenberg N. The Neer classification system for proximal humeral fractures. *J Bone Joint Surg* 1993;75A:1745-50.
18. Siebenrock KA, Gerber C. The reproducibility of classification of fractures of the proximal end of the humerus. *J Bone Joint Surg* 1993; 75A:1751-5.

19. Sidor ML, Zuckerman JD, Lyon T, Koval K, Schoenberg N. Classification of proximal humerus fractures: the contribution of the scapular lateral and axillary radiographs. *J Shoulder Elbow Surg* 1994;3:24-27.
20. Sjöden GOJ, Movin T, Günter P, Aspelin P, Ahrengart L, Ersmark H, Sperber A. Poor reproducibility of classification of proximal humeral fractures. *Acta Orthop Scand* 1997;68:239-42.
21. Bernstein J, Adler LM, Blank JE, Dalsey RM, Williams G, Iannotti J. Evaluation of the Neer system of classification of proximal humeral fractures with computed tomographic scans and plain radiographs. *J Bone Joint Surg* 1996;78A:1371-5.
22. Sjöden GOJ, Movin T, Aspelin P, Günter P, Shalabi A. 3D-radiographic analysis does not improve the Neer and AO classifications of proximal humeral fractures. *Acta Orthop Scand* 1999;70:325-8.
23. Edelson G, Kelly I, Vigder F, Reis ND. A three-dimensional classification for fractures of the proximal humerus. *J Bone Joint Surg* 2004;86B:413-25.
24. Torrens C, Melendo E, Solano A, Cáceres E. Two-Part Bituberosity Proximal Humeral Fracture: A Case Report. *J Trauma* 2008. Feb 12.
25. Jakob RP, Miniaci A, Anson PS, Jaberg H, Osterwalder A, Ganz R. Four-part valgus impacted fractures of the proximal humerus. *J Bone Joint Surg* 1991;73B:295-8.
26. Neer CS II. Four-segment classification of proximal humeral fractures: purpose and reliable use. *J Shoulder Elbow Surg* 2002;11:389-400.

27. Hertel R, Hempfing A, Stiehler M, Leunig M. Predictors of humeral head ischemia after intracapsular fracture of the proximal humerus. *J Shoulder and Elbow Surg* 2004;13:427-33.
28. Mora JM, Sánchez A, Vila J, Cañete E, Gamez F. Proposed protocol for reading images of humeral head fractures. *Clin Orthop* 2006;448:225-33.
29. Büchler P, Farron A. Benefits of an anatomical reconstruction of the humeral head during shoulder arthroplasty: a finite element analysis. *Clin Biomech* 2004;19:16-23.
30. Büchler P, Ramaniraka NA, Rakotomanana LR, Iannotti JP, Farron A. A finite element model of the shoulder: application to the comparison of normal and osteoarthritic joints. *Clin Biomech* 2002; 17:630-9.
31. Högfors C, Sigholm G, Herberts P. Biomechanical model of the human shoulder-I.Elements. *J Biomechanics* 1987;20:157-66.
32. Bono CM, Renard R, Levine RG, Levy AS. Effect of displacement of fractures of the greater tuberosity on the mechanics of the shoulder. *J Bone Joint Surg* 2001;83-B:1056-62.
33. Minagawa H, Itoi E, Konno N, Kido T, Sano A, Urayama M, Sato K. Humeral attachment of the supraspinatus and infraspinatus tendons: an anatomic study. *Arthroscopy* 1998;14:302-6.
34. Hinton MA, Parker AW, Drez D, Altcheck D. An anatomic study of the subscapularis tendon and myotendinous junction. *J Shoulder Elbow Surg* 1994;3:224-9.
35. Halder A, Zobitz ME, Schultz F, An KN. Structural properties of the subscapularis tendon. *J Orthop Res* 2000;18:829-34.

36. Halder A, Zobitz ME, Schultz F, An KN. Mechanical properties of the posterior cuff. *Clin Biomech* 2000;15:456-62.
37. Keating JF, Waterworth P, Shaw-Dunn J, Crossan J. The relative strengths of the rotator cuff muscles. *J Bone Joint Surg* 1993;75-B:137-40.
38. Frankle MA, Greenwald DP, Markee BA, Ondrovic LE, Lee WE. Biomechanical effects of malposition of tuberosity fragments on the humeral prosthetic reconstruction for four-part proximal humerus fractures. *J Shoulder Elbow Surg* 2001;10:321-6.
39. Hughes RE, Kai-Nan An. Force analysis of the rotator cuff muscles. *Clin Orthop* 1996;330:75-83.
40. Kuhlman JR, Iannotti JP, Kelly MJ, Riegler FX, Gevaert ML, Ergin TM. Isokinetic and isometric measurement of strength of external rotation and abduction of the shoulder. *J Bone Joint Surg* 1992;74-A:1320-33.
41. Takase K, Imakiire A, Burkhead WZ. Radiographic study of the anatomic relationships of the greater tuberosity. *J Shoulder Elbow Surg* 2002;11:557-61.
42. Roberts SNJ, Foley AP, Swallow HM, Wallace WA, Coughlan DP. The geometry of the humeral head and the design of prostheses. *J Bone Joint Surg* 1991; 73-B:647-50.
43. Boileau P, Walch G. The three-dimensional geometry of the proximal humerus. *J Bone Joint Surg* 1997; 79-B:857-65.
44. Iannotti JP, Gabriel JP, Schneck SL, Evans BG, Misra S. The normal glenohumeral relationships. *J Bone Joint Surg* 1992; 74-A:491-500.

45. Frankle MA, Ondrovic LE, Markee BA, Harris ML, Lee WE. Stability of tuberosity reattachment in proximal humeral hemiarthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg* 2002;11:413-20.
46. Abu-Rajab RB, Stansfield BW, Nunn T, Nicol AC, Kelly IG. Re-attachment of the tuberosities of the humerus following hemiarthroplasty for four-part fracture. *J Bone Joint Surg* 2006;88B:1539-44.
47. Neer CS II. Displaced proximal humeral fractures. Part II. Treatment of three-part and four-part displacement. *J Bone Joint Surg* 1970; 52A: 1090-1103.
48. Koval KJ, Gallagher MA, Marsicano JG, Cuomo F, McShinawy A, Zuckerman JD. Functional outcome after minimally displaced fractures of the proximal part of the humerus. *J Bone Joint Surg* 1997; 79A: 203-7.
49. Zyto K, Ahrengart L, Sperber A, Törnkvist H. Treatment of displaced proximal humeral fractures in elderly patients. *J Bone Joint Surg* 1997; 79B: 412-7.
50. Kristiansen B, Kofoed H. Transcutaneous reduction and external fixation of displaced fractures of the proximal humerus. *J Bone Joint Surg* 1988; 70B: 821-4.
51. Brooks CH, Revell WJ, Heatley FW. Vascularity of the humeral head after proximal humeral fractures. *J Bone Joint Surg* 1993;75B:132-6.
52. Gerber C, Schneeberger AG, Vinh TS. The arterial vascularization of the humeral head. *J Bone Joint Surg* 1986; 68A: 1410-4.
53. Bastian JD, Hertel R. Initial post-fracture humeral head ischemia does not predict development of necrosis. *J Shoulder Elbow Surg* 2008;17:2-8.

54. Stablefort PG. Four-part fractures of the neck of the humerus. *J Bone Joint Surg* 1984;66B:104-8.
55. Cofield RH. Comminuted fractures of the proximal humerus. *Clin Orthop* 1988;230:49-57.
56. Steinberg DR, Szabo RM. Decision making in upper extremity problems in the elderly. *Clin Orthop* 1995;316:63-9.
57. Ko JY, Yamamoto R. Surgical treatment of complex fracture of the proximal humerus. *Clin Orthop* 1996;327:225-37.
58. Rees J, Hicks J, Ribbans W. Assessment and management of three- and four-part proximal humeral fractures. *Clin Orthop* 1998;353:18-29.
59. McKoy BE, Bensen CV, Hartsock LA. Fractures about the shoulder. *Orthop Clin North* 2000;31:205-15.
60. Chesser TJS, Langdon IJ, Ogilvie C, Sarangi PP, Clarke AM. Fractures involving splitting of the humeral head. *J Bone Joint Surg* 2001;83B:423-6.
61. Hoffmeyer P. The operative management of displaced fractures of the proximal humerus. *J Bone Joint Surg* 2002;84B:469-80.
62. Platzer P, Kutscha-Lissberg F, Lehr S, Vecsei V, Gaebler C. The influence of displacement on shoulder function in patients with minimally displaced fractures of the greater tuberosity. *Injury* 2005;36:1185-9.
63. Neer CS, Watson KC, Stanton FJ. Recent experience in total shoulder replacement. *J Bone Joint Surg* 1982; 64-A:319-37.
64. Tanner MW, Cofield RH. Prosthetic arthroplasty for fractures and fracture-dislocations of the proximal humerus. *Clin Orthop* 1983;179:116-28.

65. Moeckel BH, Dines DM, Warren RF, Altchek DW. Modular hemiarthroplasty for fractures of the proximal part of the humerus. *J Bone Joint Surg* 1992;74A:884-9.
66. Green A, Barnard L, Limbird RS. Humeral head replacement for acute, four-part proximal humerus fractures. *J Shoulder Elbow Surg* 1993;2:249-54.
67. Hawkins RJ, Switlyk P. Acute prosthetic replacement for severe fractures of the proximal humerus. *Clin Orthop* 1993;289:156-60.
68. Goldman RT, Koval KJ, Cuomo F, Gallagher MA, Zuckerman JD. Functional outcome after humeral head replacement for acute three- and four-part proximal humeral fractures. *J Shoulder Elbow Surg* 1995;4:81-6.
69. Kralinger F, Schwaiger R, Wambacher M, Farrell E, Menth-Chiari W, Lajtai G et al. Outcome after primary hemiarthroplasty for fracture of the head of the humerus. *J Bone Joint Surg* 2004;86B:217-9.
70. Plausinis D, Kwon YW, Zuckerman JD. Complications of humeral head replacement for proximal humeral fractures. *J Bone Joint Surg* 2005;87A:204-13.
71. Boileau P, Caligaris-Cordero B, Payeur F, Tinsi L, Argenson C. Facteurs pronostiques au cours de la reeducation après prothèses d'épaule pour fracture. *Rev Chir Orthop* 1999;85:106-16.
72. Agorastides I, Sinopidis C, Meligy M, Yin Q, Brownson P, Frostick SP. Early versus late mobilization after hemiarthroplasty for proximal humeral fractures. *J Shoulder Elbow Surg* 2007;16:33S-38S.
73. Frich LH, Moller BN. Retroversion of the humeral prosthesis in shoulder arthroplasty. *J Arthroplasty* 1989;4:277-80.

74. Friedman RJ, Hawthorne KB, Genez BM. The use of computerized tomography in the measurement of glenoid version. *J Bone Joint Surg* 1992;74A:1032-7.
75. Tillet E, Smith M, Fulcher M, Shanklin J. Anatomic determination of humeral head retroversion: the relationship of the central axis of the humeral head to the bicipital groove. *J Shoulder Elbow Surg* 1993;2:255-6.
76. Pearl ML, Volk AG. Retroversion of the proximal humerus in relationship to prosthetic replacement arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg* 1995;4:286-9.
77. Edelson G. Variations in the retroversion of the humeral head. *J Shoulder Elbow Surg* 1999;8:142-5.
78. Fabeck LG, Farrokh D, Tolley M, Tollet PE, Zekhnini C, Delince PE. Computed tomography evaluation of shoulder prosthesis retroversion. *J Shoulder Elbow Surg* 2001;10:546-9.
79. Farrokh D, Fabeck L, Descamps PY, Hardy D, Delince Ph. Computed tomography measurement of humeral head retroversion: influence of patient positioning. *J Shoulder Elbow Surg* 2001;10:550-3.
80. Schlemmer B, Dosch JC, Gicquel P, Boutemy P, Wolfram R, Kempf JF, Sick H. Computed tomography analysis of humeral retrotorsion and glenoid retroversion. *Rev Chir Orthop* 2002;88:553-60.
81. Hernigou Ph, Duparc F, Filali Ch. Rétroversion humérale et prothèse d'épaule. *Rev Chir Orthop* 1995;81:419-27.
82. Doyle AJ, Burks RT. Comparison of humeral head retroversion with the humeral axis/biceps groove relationship: a study in live subjects and cadavers. *J Shoulder Elbow Surg* 1998;7:453-7.

83. Kummer FJ, Perkins R, Zuckerman JD. The use of the bicipital groove for alignment of the humeral stem in shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg* 1998;7:144-6.
84. Hempfing A, Leunig M, Ballmer FT, Hertel R. Surgical landmarks to determine humeral head retrotorsion for hemiarthroplasty in fractures. *J Shoulder Elbow Surg* 2001;10:460-3.
85. Kontakis GM, Damilakis J, Christoforakis J, Papadakis A, Katonis P, Prassopoulos P. The bicipital groove as a landmark for orientation of the humeral prosthesis in cases of fracture. *J Shoulder Elbow Surg* 2001;10:136-9.
86. Itamura J, Dietrick T, Roidis N, Shean C, Chen F, Tibone J. Analysis of the bicipital groove as a landmark for humeral head replacement. *J Shoulder Elbow Surg* 2002;11:322-6.
87. Murachovsky J, Ikemoto RY, Nascimento LGP, Fujiki EN, Milani C, Warner JJP. Pectoralis major tendon reference (PMT): a new method for accurate restoration of humeral length with hemiarthroplasty for fracture. *J Shoulder Elbow Surg* 2006;15:675-8.
88. Torrens C, Corrales M, Melendo E, Solano A, Rodriguez-Baeza A, Caceres E. Pectoralis major tendon as a reference for restoring humeral length and retroversion with hemiarthroplasty for fracture. *J Shoulder Elbow Surg* 2008;17:947-50.
89. Walch G, Boileau P. *Shoulder Arthroplasty*. 1999. G Walch P Boileau Edts. Springer-Verlag. Berlin.

90. Dines DM, Warren RF. Modular shoulder hemiarthroplasty for acute fractures. *Clin Orthop* 307;1994:18-26.
91. Boileau P, Walch G. Hemiprosthesis replacement in fractures of the proximal humerus. *Seminars in Arthroplasty* 11;2000:54-70.
92. Walch G, Boileau P, Mole D. 2000 shoulder prostheses, two to ten year follow-up. 2001. Sauramps Medical. Montpellier.
93. Compito CA, Self EB, Bigliani LU. Arthroplasty and acute shoulder trauma. *Clin Orthop* 1994;307:27-36.
94. Dimakopoulos P, Potamitis N, Lambiris E. Hemiarthroplasty in the treatment of comminuted intraarticular fractures of the proximal humerus. *Clin Orthop* 1997;341:7-11.
95. Williams GR, Wong KL, Pepe MD, Tan V, Silverberg D, Ramsey ML, Karduna A. The effect of articular malposition after total shoulder arthroplasty on glenohumeral translations, range of motion, and subacromial impingement. *J Shoulder Elbow Surg* 2001;10:399-409.
96. Becker R, Pap G, Machner A, Neumann WH. Strength and motion after hemiarthroplasty in displaced four-fragment fracture of the proximal humerus. *Acta Orthop Scand* 2002;73:44-9.
97. Constant CR, Murley AHG. A clinical method of functional assessment of the shoulder. *Clin Orthop* 1987;214:160-4.
98. Howell SM, Imobersteg AM, Seger DH, Marone PJ. Clarification of the role of the supraspinatus muscle in shoulder function. *J Bone Joint Surg* 1986; 68-A:398-404.

99. Howell SM, Galinat BJ, Renzi AJ, Marone PJ. Normal and abnormal mechanics of the glenohumeral joint in the horizontal plane. *J Bone Joint Surg* 1988; 70-A:227-32.
100. Otis JC, Jiang CC, Wickiewicz TL, Peterson MGE, Warren RF, Santner TJ. Changes in the moment arms of the rotator cuff and deltoid muscles with abduction and rotation. *J Bone Joint Surg* 1994; 76-A:667-76.
101. Johnson GR, Spalding D, Nowitzke A, Bogduk N. Modelling the muscles of the scapula morphometric and coordinate data and functional implications. *J Biomechanics* 1996; 29:1039-51.
102. Magarey ME, Jones MA. Specific evaluation of the function of force couples relevant for stabilization of the glenohumeral joint. *Manual Therapy* 2003;8:247-53.
103. Meskers CGM, Groot JH, Arwert HJ, Rozendaal LA, Rozing PM. Reliability of force direction dependent EMG parameters of shoulder muscles for clinical measurements. *Clinical Biomechanics* 2004;19:913-920.
104. Favre P, Sheikh R, Fucentese SF, Jacob HAC. An algorithm for estimation of shoulder muscle forces for clinical use. *Clinical Biomechanics* 2005;20:822-33.

10. ANNEXES

10.1 Gràfiques proves realitzades en estudi estàtic

10.2 Gràfiques proves realitzades en estudi dinàmic

10.1 Gràfiques proves realitzades en estudi estàtic

CADÀVER 1. ANATÒMICA 1

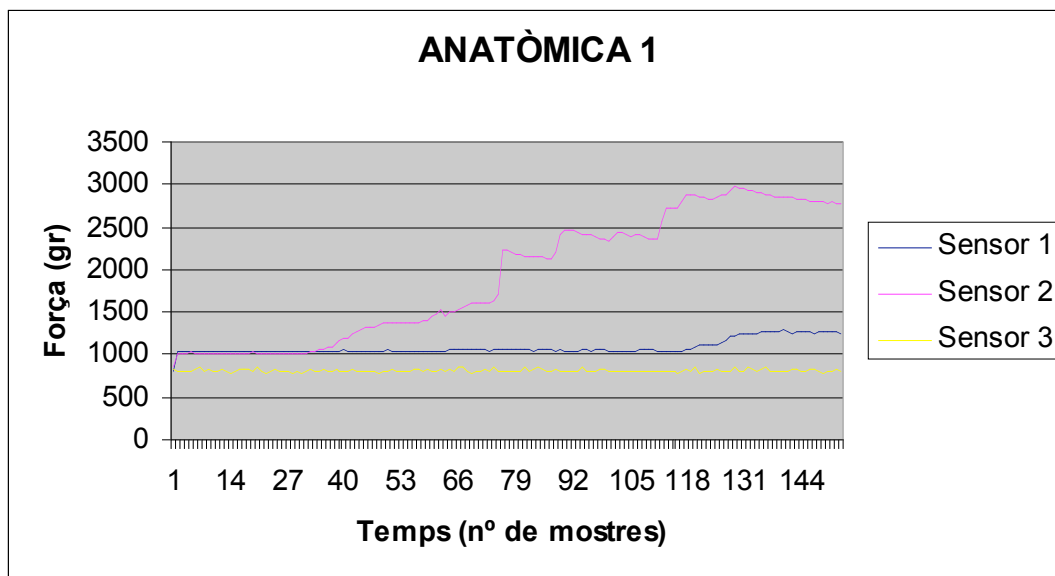


Fig. 87: Prova estàtica cadàver 1 – anatòmica 1

Diferències de Tensió:

- Sensor 1: 135 gr.
- Sensor 2: 1940 gr.
- Sensor 3: 0 gr. (constant).

Incidències:

Sense incidències.

CADÀVER 1. ANATÒMICA 2

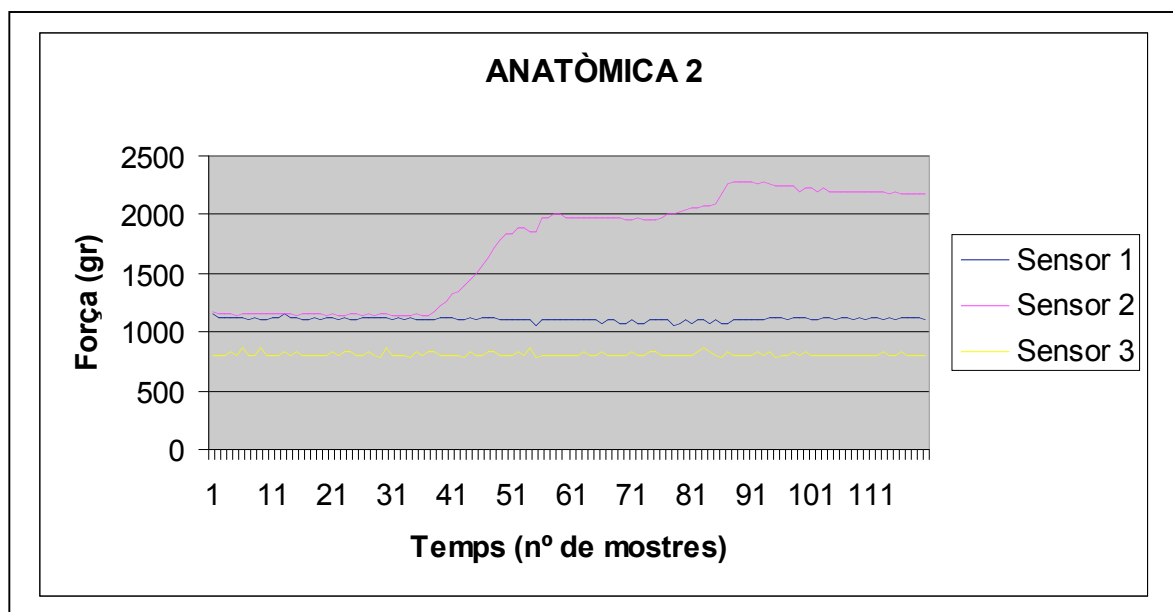


Fig. 88: Prova estàtica cadàver 1 – anatòmica 2

Diferències de Tensió:

- Sensor 1: 0 gr. (constant)
- Sensor 2: 1100 gr.
- Sensor 3: 0 gr. (constant)

Incidències:

Sense incidències.

CADÀVER 1. ALTA 1

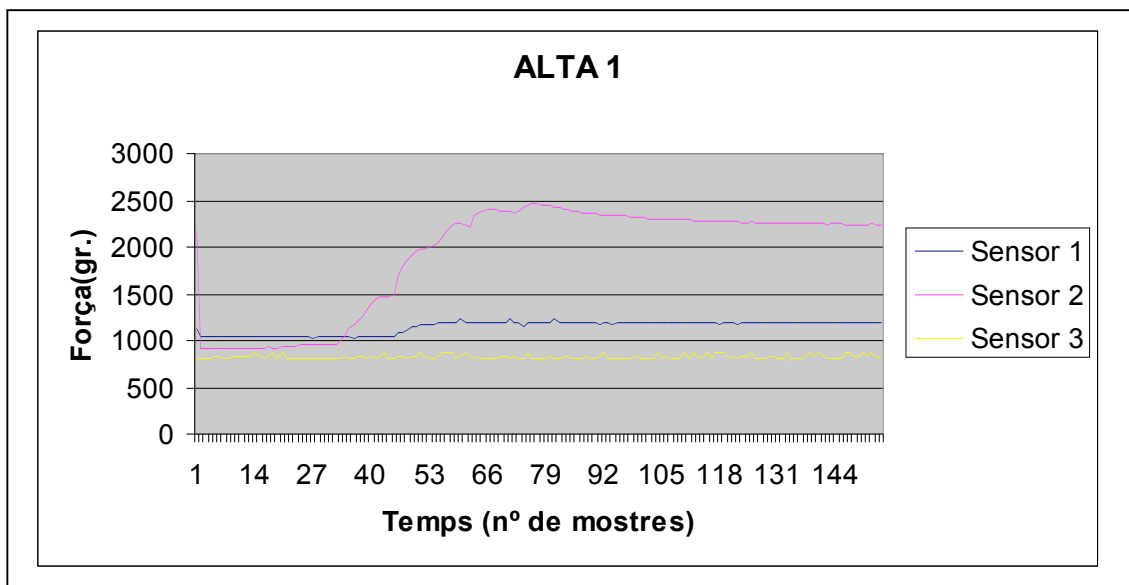


Fig. 89: Prova estàtica cadàver 1 – alta1

Diferències de Tensió:

- Sensor 1: 150 gr.
- Sensor 2: 1500 gr.
- Sensor 3: 0 gr. (constant)

Incidències:

Sense incidències.

CADÀVER 1. ALTA 2

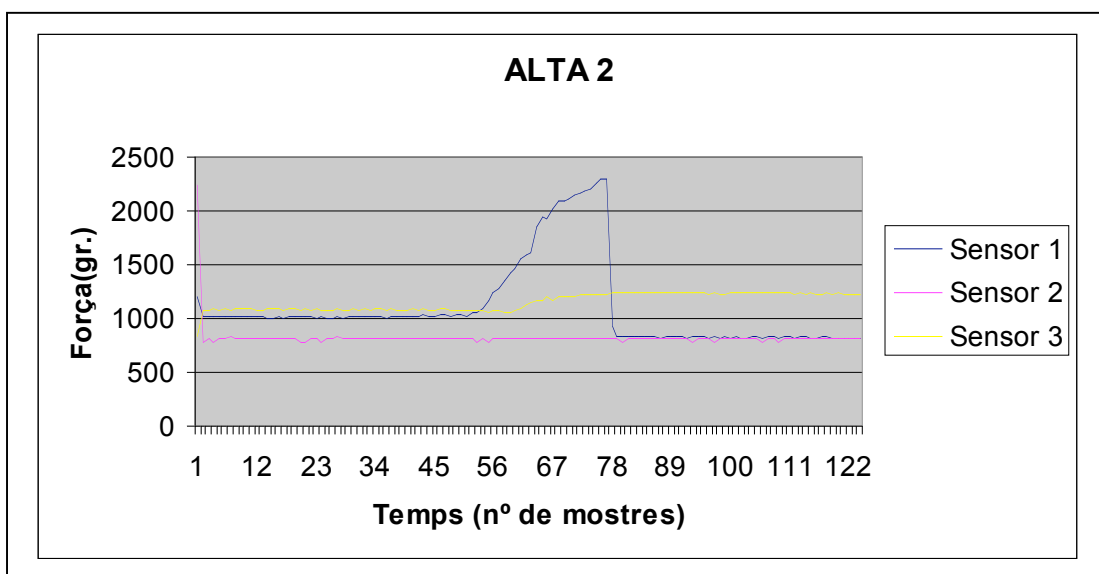


Fig. 90: Prova estàtica cadàver 1 – alta2

Diferències de Tensió:

- Sensor 1: 1280 gr.
- Sensor 2: 0 gr.
- Sensor 3: 150 gr. (constant)

Incidències:

Trenca sutura tuberositat petita - tuberositat gran (sensor 2) - perd ancoratge (corba plana).

CADÀVER 1. BAIXA 1

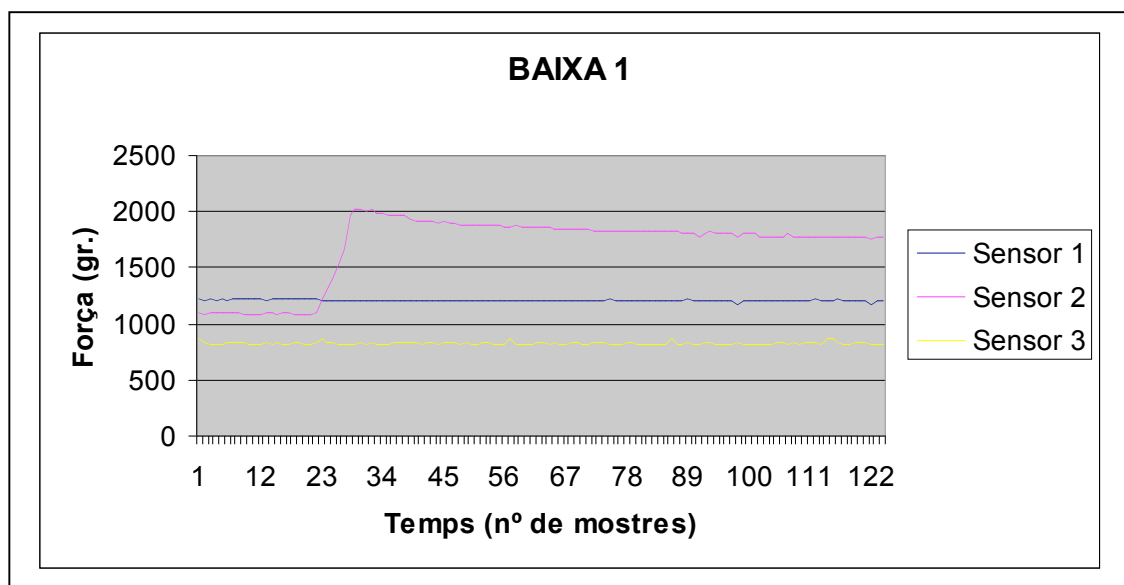


Fig. 91: Prova estàtica cadàver 1 – baixa1

Diferències de Tensió:

- Sensor 1: 0 gr. (constant)
- Sensor 2: 900 gr.
- Sensor 3: 0 gr. (constant)

Incidències:

Sense incidències.

CADÀVER 1. BAIXA 2

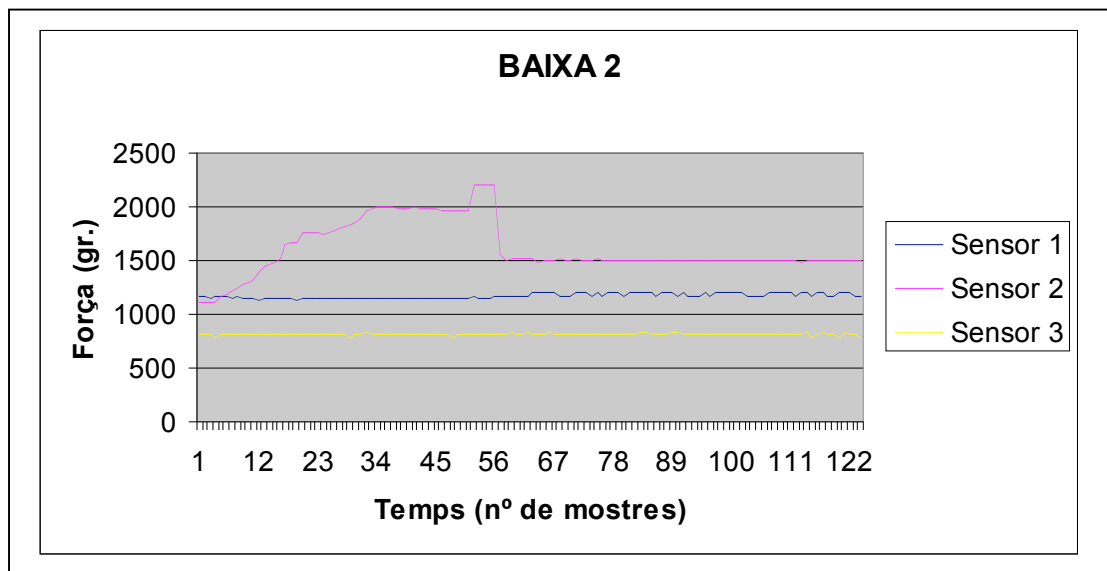


Fig. 92: Prova estàtica cadàver 1 – baixa2

Diferències de Tensió:

- Sensor 1: 50 gr.
- Sensor 2: 1180 gr.
- Sensor 3: 0 gr. (constant)

Incidències:

Trenca sutura entre tuberositat petita i tuberositat gran (sensor 2).

CADÀVER 2. ANATÒMICA 1

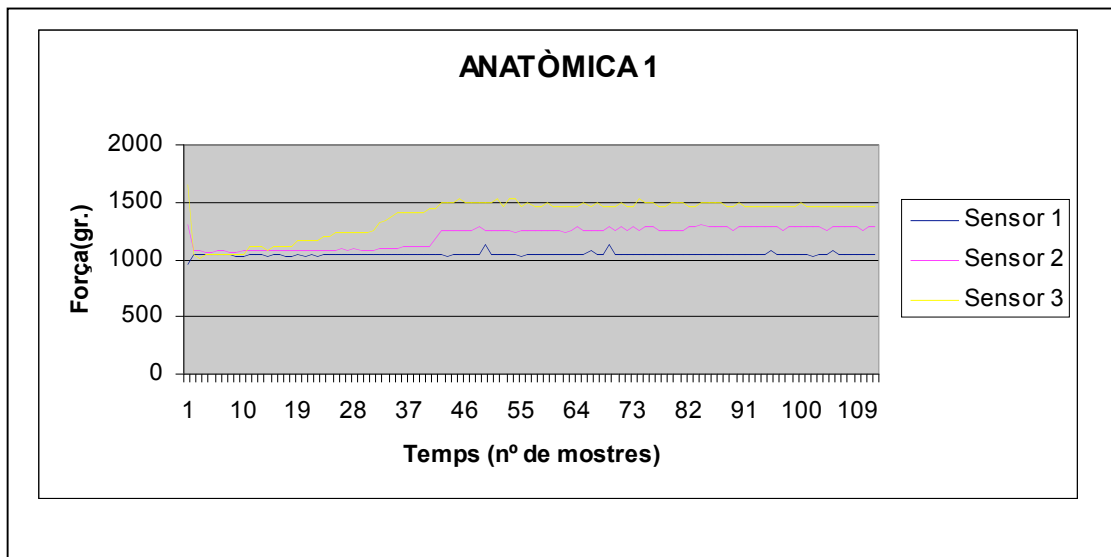


Fig. 93: Prova estàtica cadàver 2 – anatòmica1

Diferències de Tensió:

- Sensor 1: 0 gr. (constant)
- Sensor 2: 180 gr.
- Sensor 3: 480 gr.

Incidències:

Sense incidències.

CADÀVER 2. ANATÒMICA 2

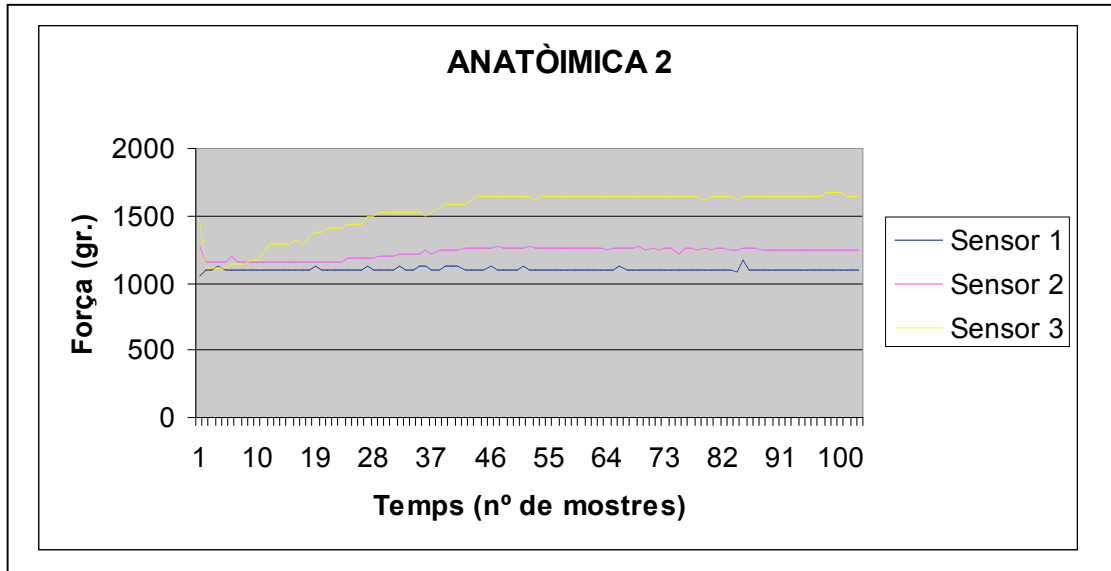


Fig. 94: Prova estàtica cadàver 2 – anatòmica2

Diferències de Tensió:

- Sensor 1: 0 gr. (constant)
- Sensor 2: 100 gr.
- Sensor 3: 510 gr.

Incidències:

Sense incidències.

CADÀVER 2. ALTA 1.

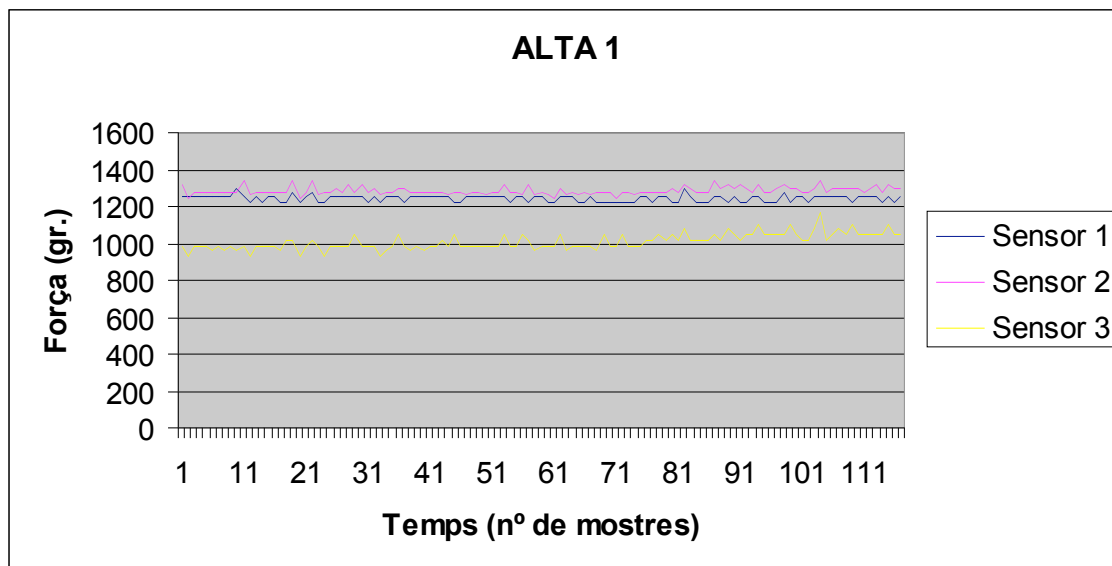


Fig. 95: Prova estàtica cadàver 2 – alta1

Diferències de Tensió:

- Sensor 1: 0 gr. (constant)
- Sensor 2: 0 gr. (constant)
- Sensor 3: 0 gr. (constant)

Incidències:

Luxació pròtesi.

CADÀVER 2. ALTA 2.

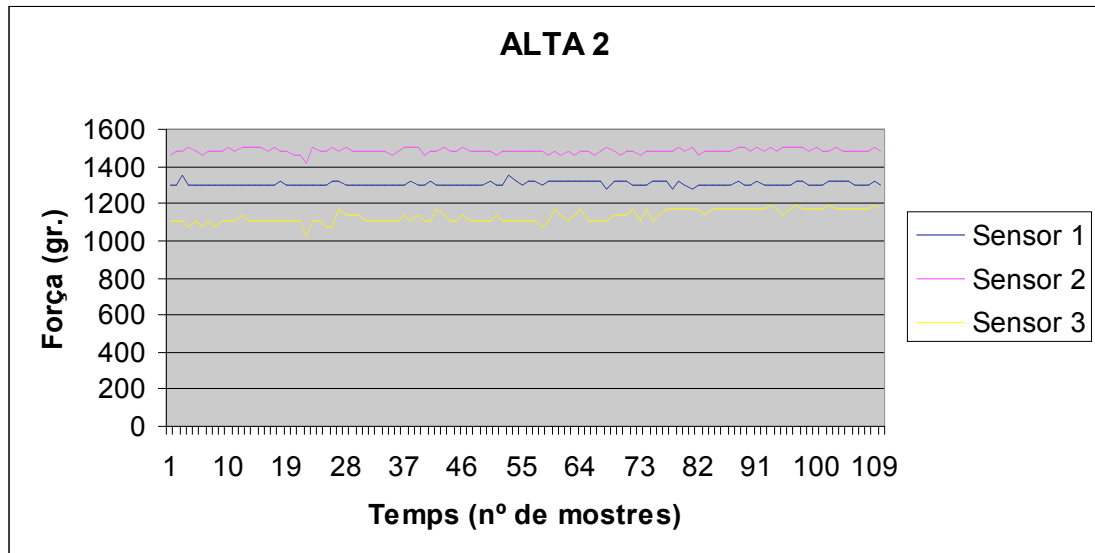


Fig. 96: Prova estàtica cadàver 2 – alta2

Diferències de Tensió:

- Sensor 1: 0 gr. (constant)
- Sensor 2: 0 gr. (constant)
- Sensor 3: 0 gr. (constant)

Incidències:

Luxació pròtesi.

CADÀVER 2. BAIXA 1.

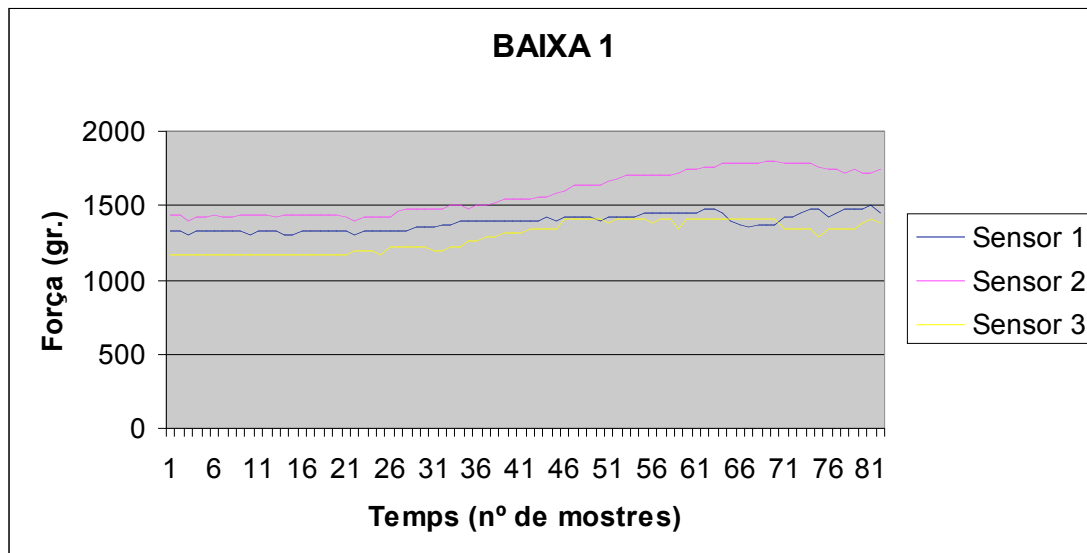


Fig. 97: Prova estàtica cadàver 2 – baixa1

Diferències de Tensió:

- Sensor 1: 125 gr.

- Sensor 2: 340 gr.

- Sensor 3: 240 gr.

Incidències:

Luxació posterior pròtesi.

CADÀVER 2. BAIXA 2.

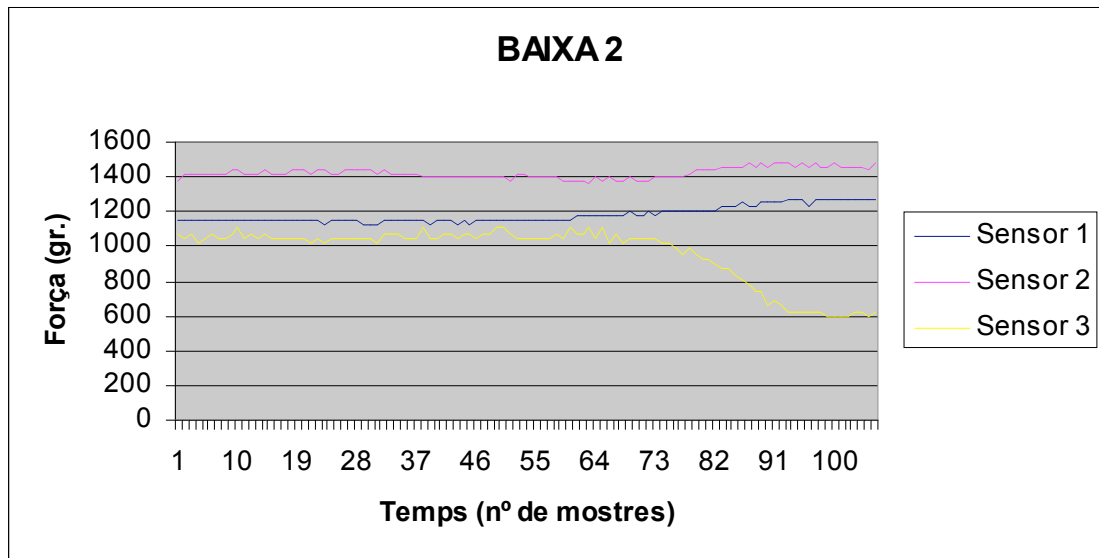


Fig. 98: Prova estàtica cadàver 2 – baixa2

Diferències de Tensió:

- Sensor 1: 125 gr.
- Sensor 2: 20 gr.
- Sensor 3: -477 gr.

Incidències:

Luxació posterior pròtesi.

CADÀVER 3. ANATÒMICA 1.

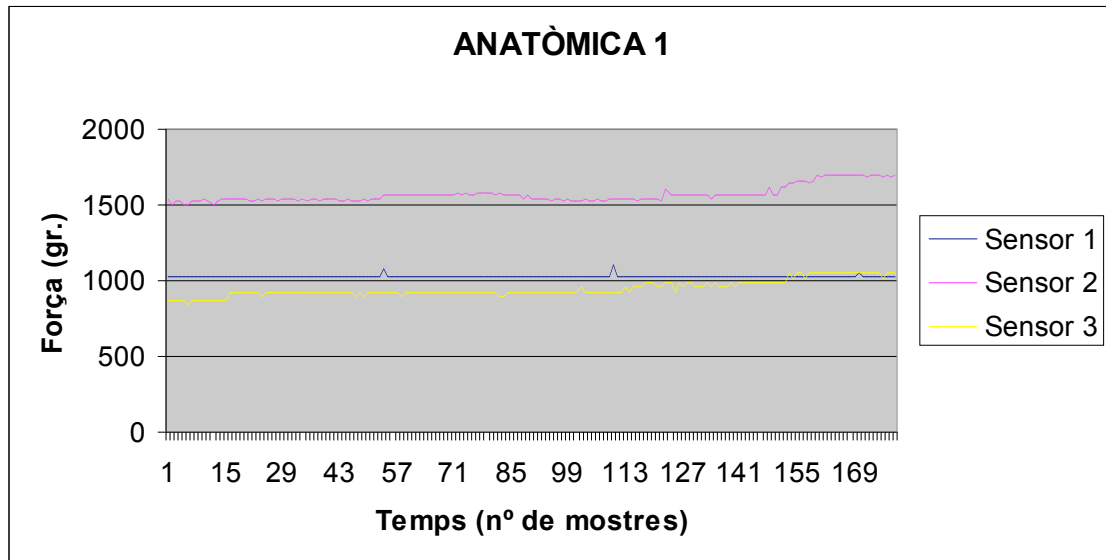


Fig. 99: Prova estàtica cadàver 3 – anatòmica1

Diferències de Tensió:

- Sensor 1: 0 gr. (constant)
- Sensor 2: 360 gr.
- Sensor 3: 300 gr.

Incidències:

Sense incidències.

CADÀVER 3. ANATÒMICA 2.

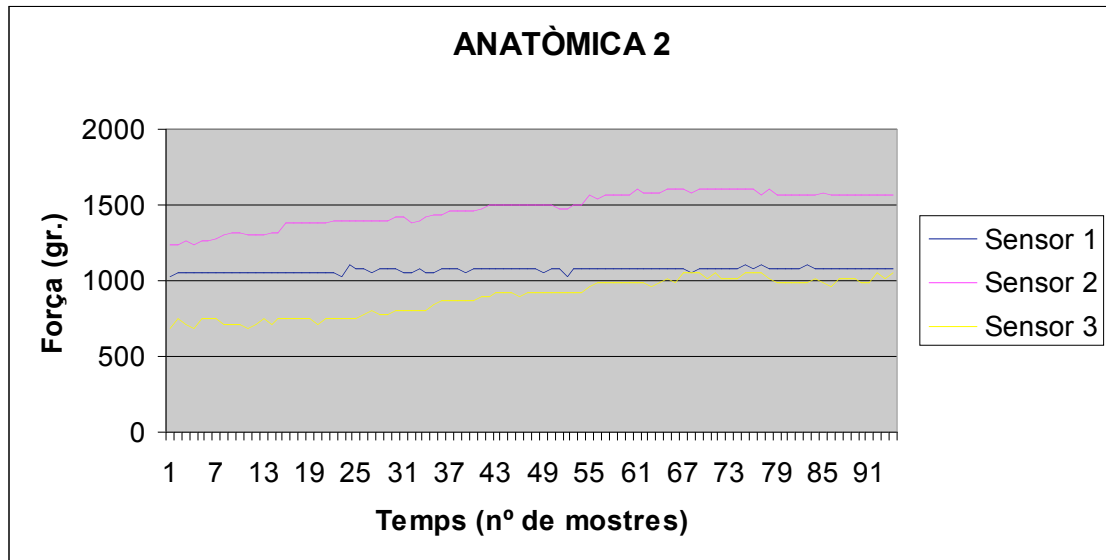


Fig. 100: Prova estàtica cadàver 3 – anatòmica2

Diferències de Tensió:

- Sensor 1: 0 gr. (constant)
- Sensor 2: 620 gr.
- Sensor 3: 498 gr.

Incidències:

Sense incidències.

CADÀVER 3. ALTA 1.

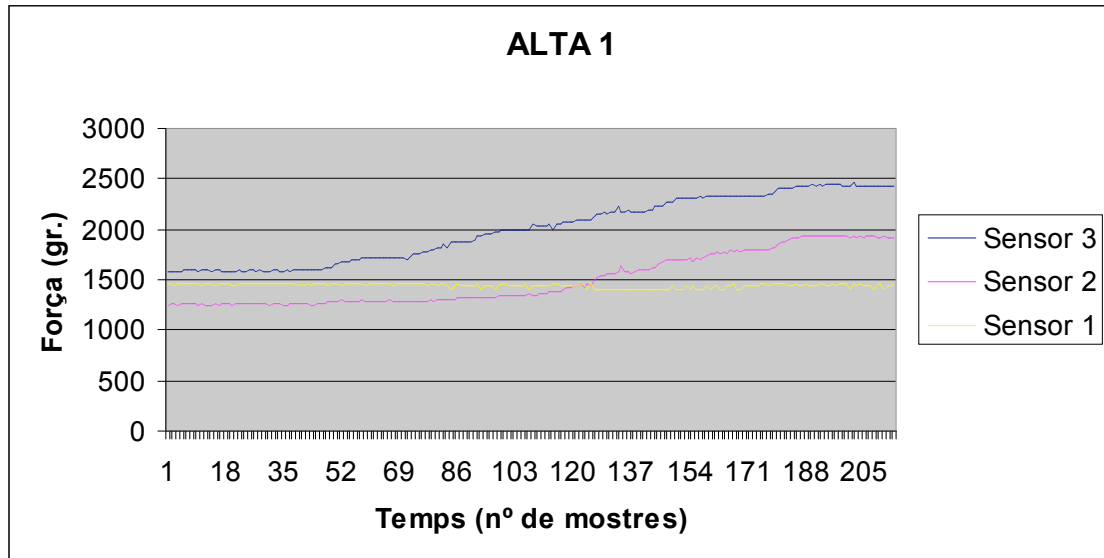


Fig. 101: Prova estàtica cadàver 3 – alta1

Diferències de Tensió:

- Sensor 1: 0 gr. (constant)
- Sensor 2: 680 gr.
- Sensor 3: 900 gr.

Incidències:

Sense incidències.

CADÀVER 3. ALTA 2.

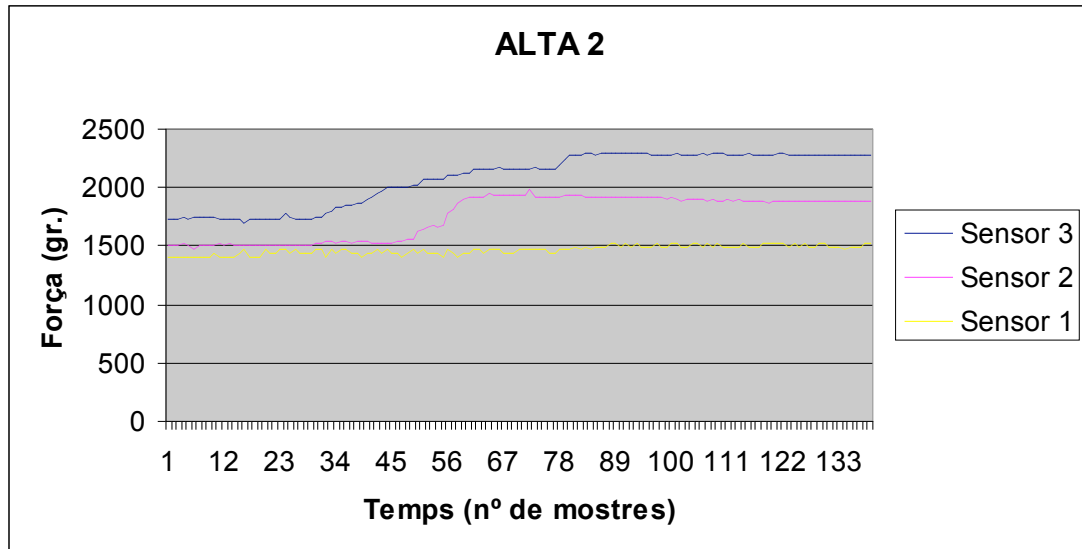


Fig. 102: Prova estàtica cadàver 3 – alta2

Diferències de Tensió:

- Sensor 1: 60 gr.
- Sensor 2: 420 gr.
- Sensor 3: 555 gr.

Incidències:

Sense incidències.

CADÀVER 3. BAIXA 1.

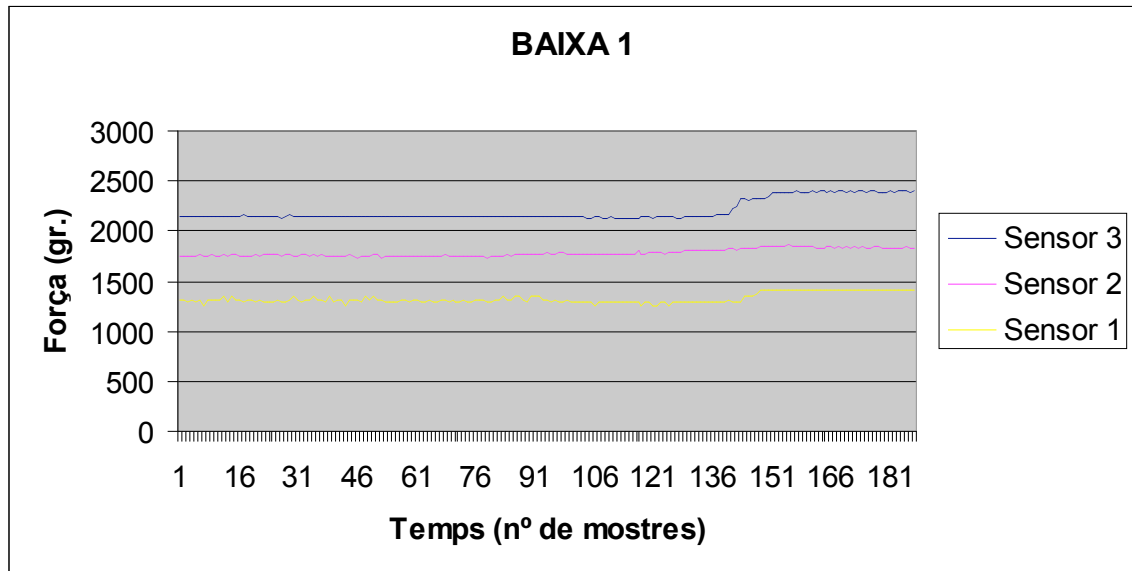


Fig. 103: Prova estàtica cadàver 3 – baixa1

Diferències de Tensió:

- Sensor 1: 90 gr.
- Sensor 2: 60 gr.
- Sensor 3: 225 gr.

Incidències:

Sense incidències.

CADÀVER 3. BAIXA 2.

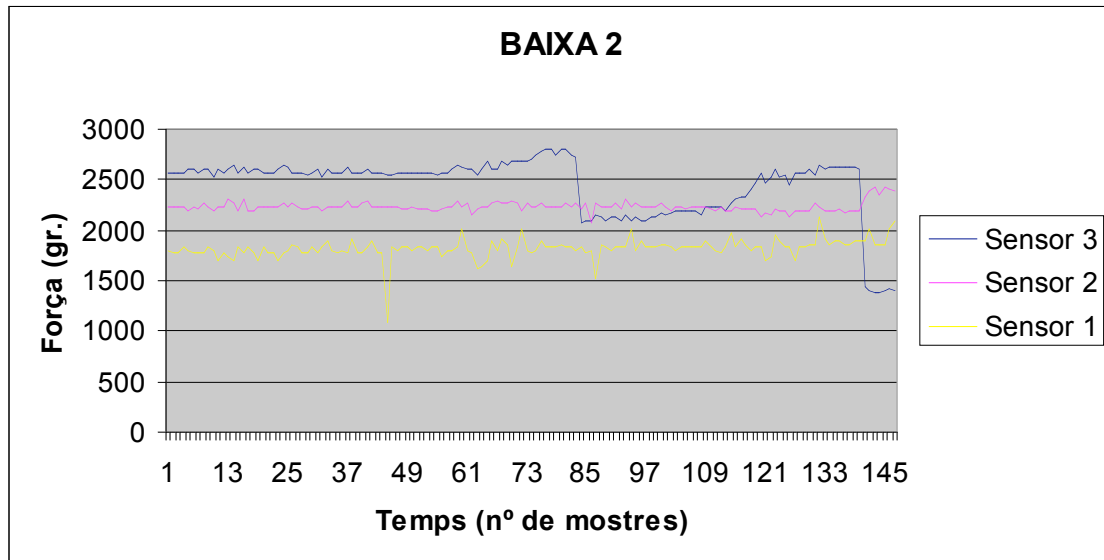


Fig. 104: Prova estàtica cadàver 3 – baixa2

Diferències de Tensió:

- Sensor 1: 0 gr. (constant)
- Sensor 2: 0 gr. (constant)
- Sensor 3: 225 gr.

Incidències:

Trenca sutura entre tuberositat gran i diàfisi (sensor 3).

CADÀVER 4. ANATÒMICA 1.

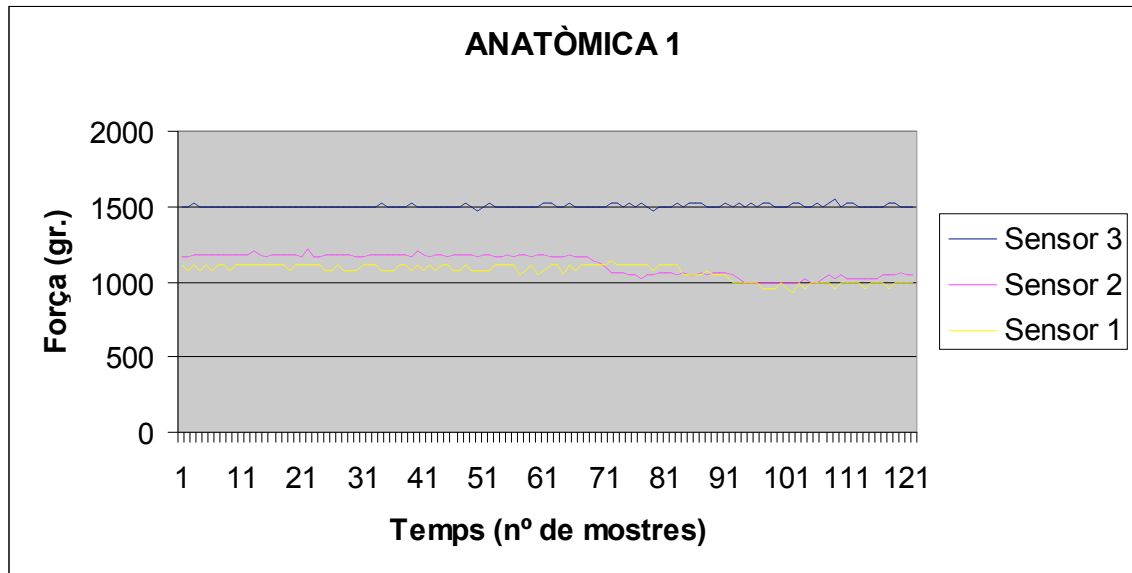


Fig. 105: Prova estàtica cadàver 4 – anatòmica1

Diferències de Tensió:

- Sensor 1: -150 gr.
- Sensor 2: -233 gr.
- Sensor 3: 0 gr. (constant)

Incidències:

Subluxació pròtesi.

CADÀVER 4. ANATÒMICA 2.

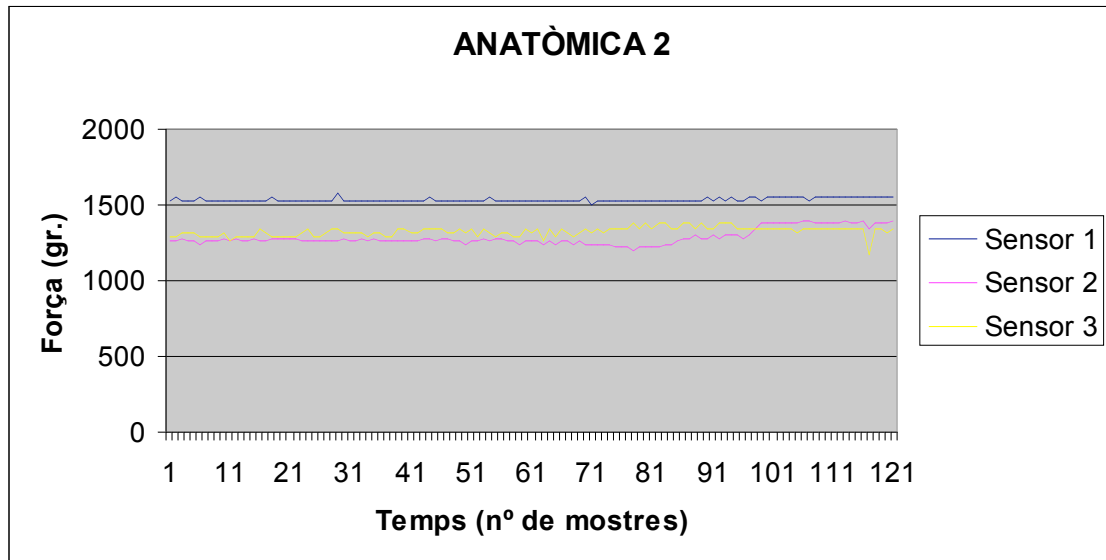


Fig. 106: Prova estàtica cadàver 4 – anatòmica2

Diferències de Tensió:

- Sensor 1: 0 gr. (constant)
- Sensor 2: 120 gr.
- Sensor 3: 0 gr. (constant)

Incidències:

Subluxació pròtesi.

CADÀVER 4. ALTA 1.

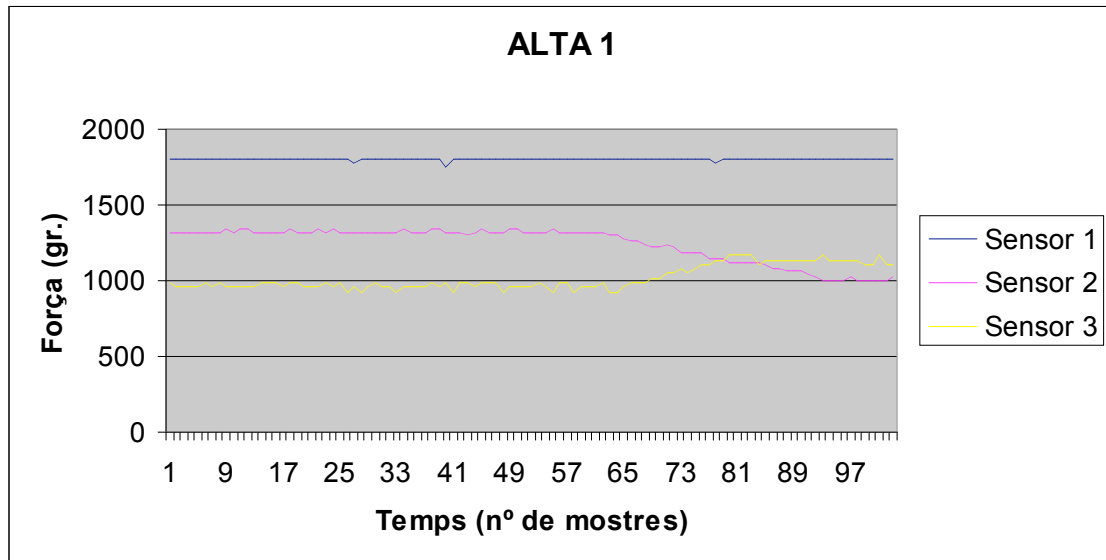


Fig. 107: Prova estàtica cadàver 4 – alta1

Diferències de Tensió:

- Sensor 1: 0 gr. (constant)
- Sensor 2: -320 gr.
- Sensor 3: 180 gr.

Incidències:

Subluxació pròtesi.

CADÀVER 4. ALTA 2.

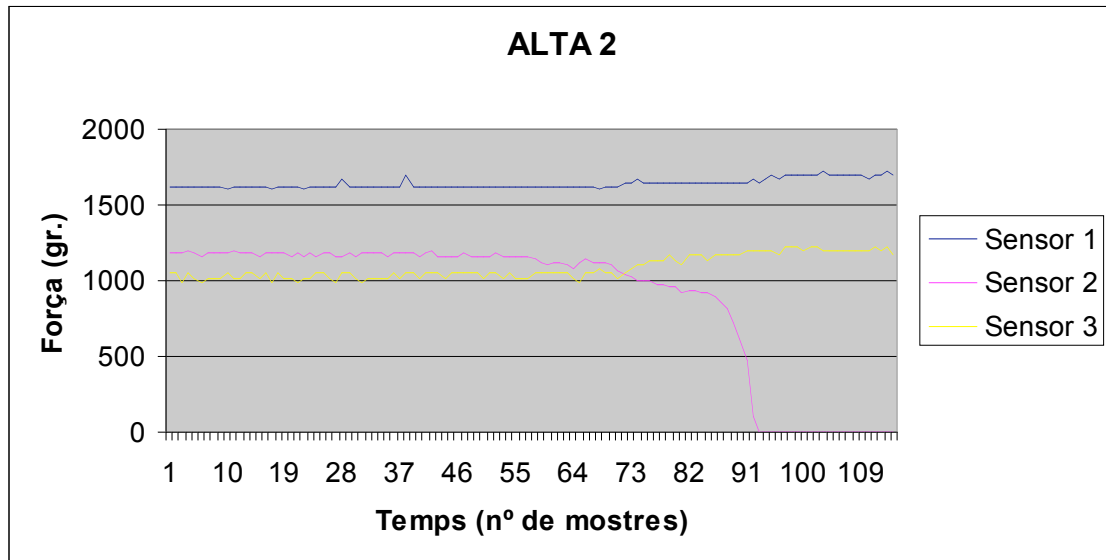


Fig. 108: Prova estàtica cadàver 4 – alta2

Diferències de Tensió:

- Sensor 1: 75 gr.
- Sensor 2: -1200 gr.
- Sensor 3: 150 gr.

Incidències:

Subluxació pròtesi.

CADÀVER 4. BAIXA 1.

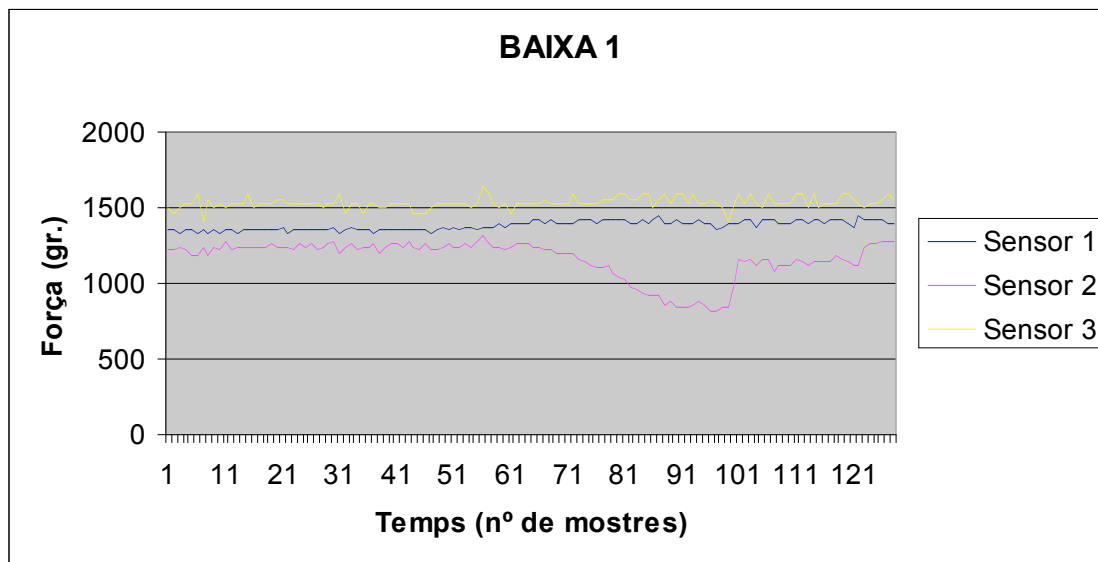


Fig. 109: Prova estàtica cadàver 4 – baixa1

Diferències de Tensió:

- Sensor 1: 75 gr.
- Sensor 2: -400 gr.
- Sensor 3: 0 gr. (constant)

Incidències:

Subluxació pròtesi.

CADÀVER 4. BAIXA 2.

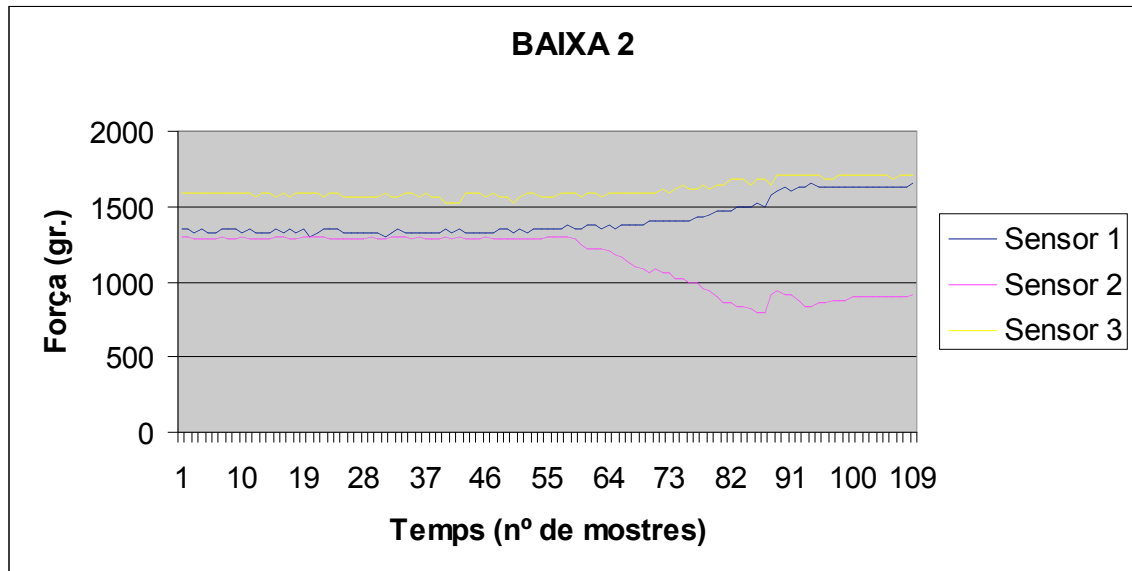


Fig. 110: Prova estàtica cadàver 4 – baixa2

Diferències de Tensió:

- Sensor 1: 275 gr.
- Sensor 2: -440 gr.
- Sensor 3: 120 gr.

Incidències:

Subluxació pròtesi.

10.2 Gràfiques proves realitzades en estudi dinàmic

ANATÒMICA 1

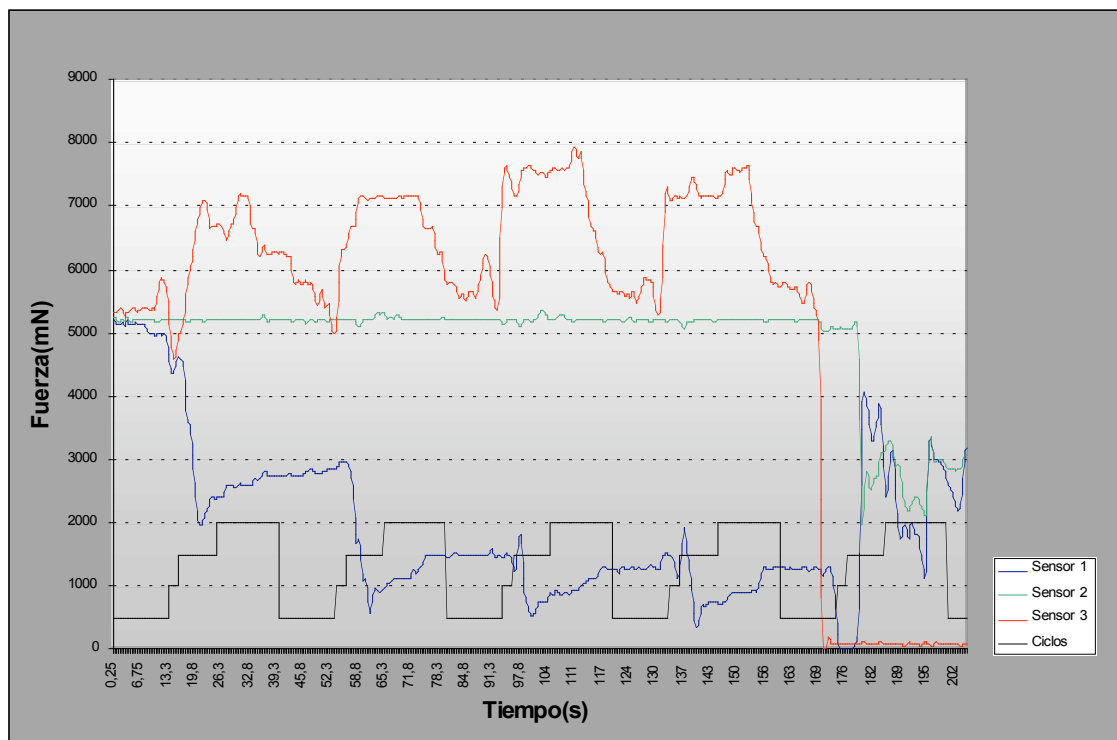


Fig. 111: Prova dinàmica Anatòmica-1

CICLES:

Trenca la sutura entre tuberositat gran i diàfisi en el 4º cicle.

Patró d'encaix:

- Sensor 1: 2
- Sensor 3: 1

Diferències de tensió d'encaix:

- Sensor 1: -765
- Sensor 3: 500

DIFERÈNCIES DE TENSIÓ:

Sensor 1 en Elevació anterior: 0

Sensor 1 en Rotació externa: 0

Sensor 1 en Rotació interna: -1236

Sensor 1 en retropulsió: 353

Sensor 3 en Elevació anterior: -1314

Sensor 3 en Rotació externa: 1373

Sensor 3 en Rotació interna: 804

Sensor 3 en retropulsió: - 1304

ANATÒMICA 2

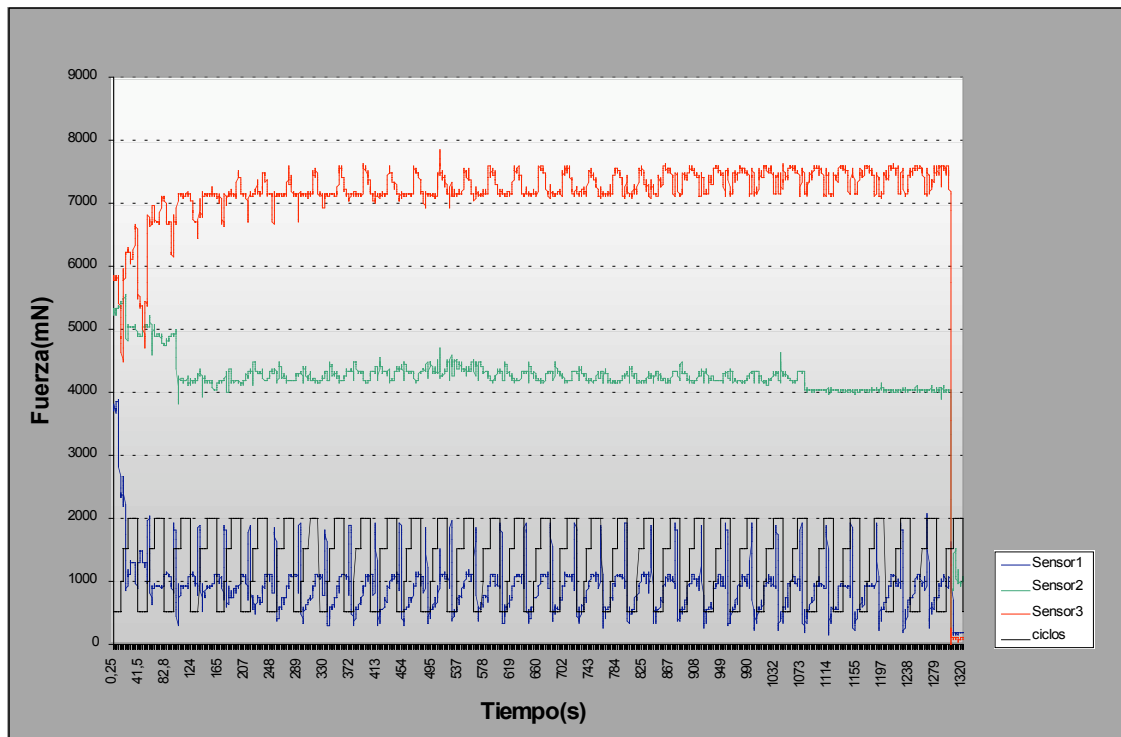


Fig. 112: Prova dinàmica Anatòmica-2

CICLES:

Trenca la sutura tuberositat gran i diàfisi en el 33^o cycle.

Patrò d'encaix:

- Sensor 1: 2
- Sensor 3: 2

Diferències de tensió d'encaix:

- Sensor 1: -1491
- Sensor 3: -1314

DIFERÈNCIES DE TENSIÓ:

Sensor 1 en Elevació anterior: 50

Sensor 1 en Rotació externa: 1040

Sensor 1 en Rotació interna: -794

Sensor 1 en retropulsió: 0

Sensor 3 en Elevació anterior: -824

Sensor 3 en Rotació externa: 1226

Sensor 3 en Rotació interna: 226

Sensor 3 en retropulsió: - 176

ANATÒMICA 3

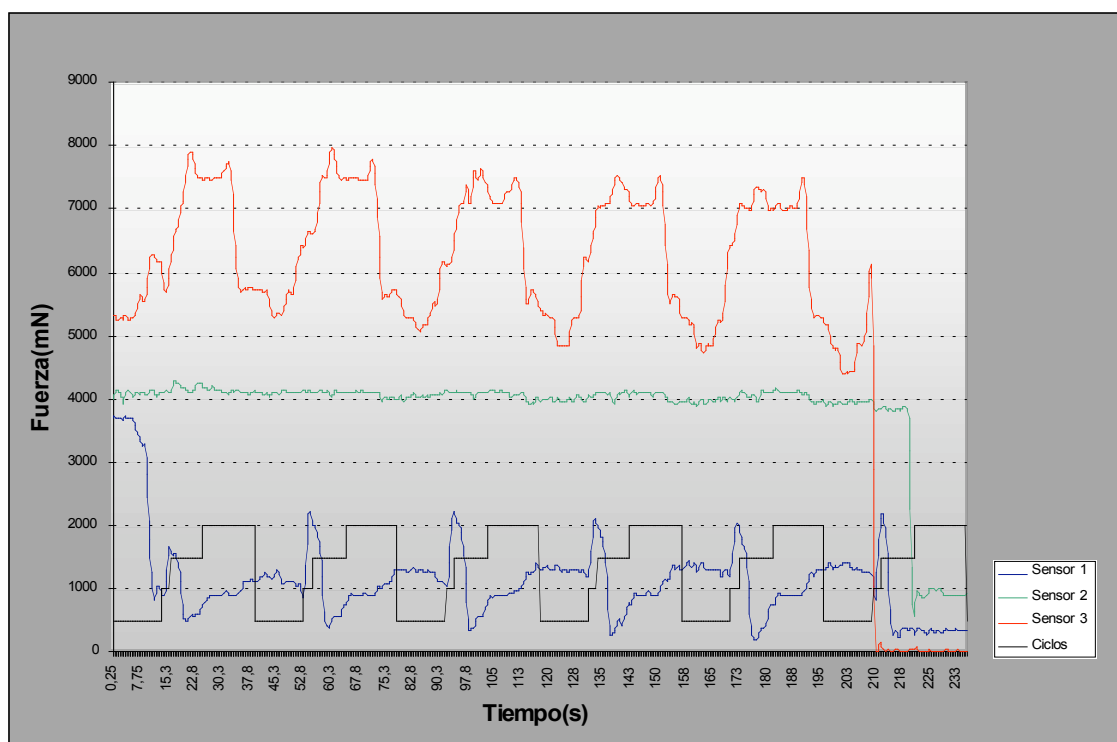


Fig. 113: Prova dinàmica Anatòmica-3

CICLES:

Trenca la sutura entre tuberositat gran i diàfisi en el 5^o cicle.

Patrò d'encaix:

- Sensor 1: 2
- Sensor 3: 1

Diferències de tensió d'encaix:

- Sensor 1: -2874
- Sensor 3: 941

DIFERÈNCIES DE TENSIÓ:

Sensor 1 en Elevació anterior: -128

Sensor 1 en Rotació externa: 1168

Sensor 1 en Rotació interna: -1609

Sensor 1 en retropulsió: 539

Sensor 3 en Elevació anterior: 1060

Sensor 3 en Rotació externa: 216

Sensor 3 en Rotació interna: 1304

Sensor 3 en retropulsió: - 1854

ANATÒMICA 4

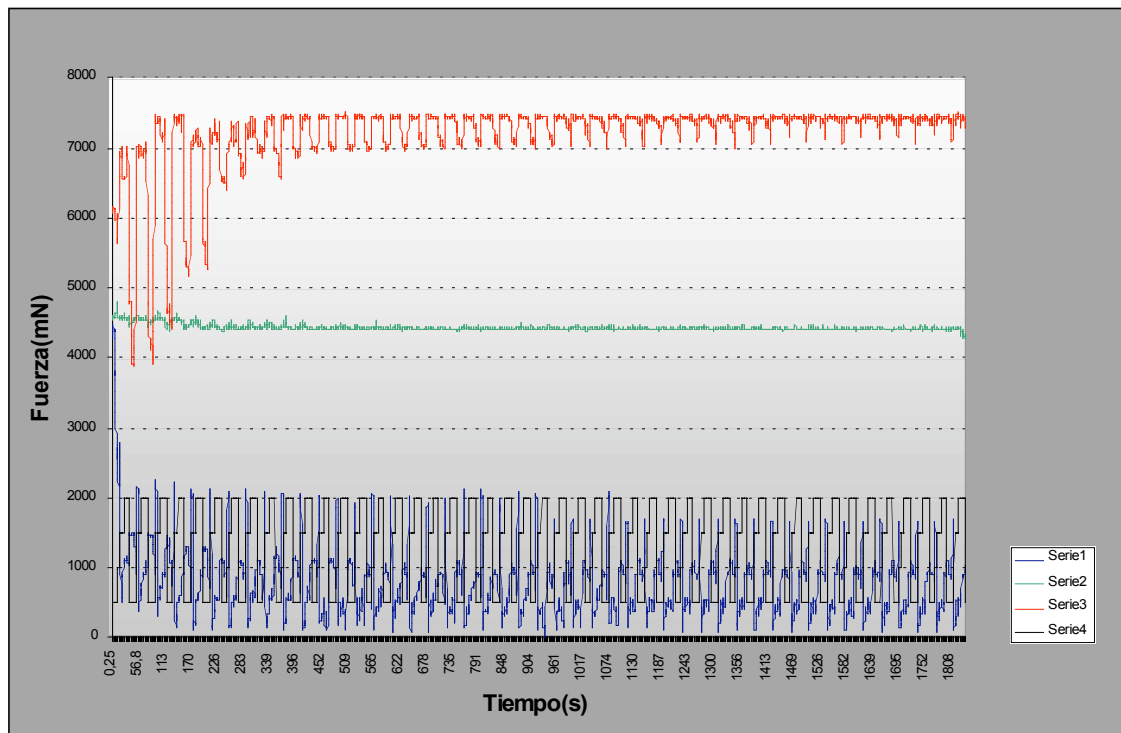


Fig. 114: Prova dinàmica Anatòmica-4

CICLES:

No trenca cap sutura.

Patró d'encaix:

- Sensor 1: 2
- Sensor 3: 2

Diferències de tensió d'encaix:

- Sensor 1: -2187
- Sensor 3: -471

DIFERÈNCIES DE TENSIÓ:

Sensor 1 en Elevació anterior: -472

Sensor 1 en Rotació externa: 1139

Sensor 1 en Rotació interna: -1727

Sensor 1 en retropulsió: 697

Sensor 3 en Elevació anterior: 1932

Sensor 3 en Rotació externa: 1177

Sensor 3 en Rotació interna: 0

Sensor 3 en retropulsió: 2128

ALTA 1

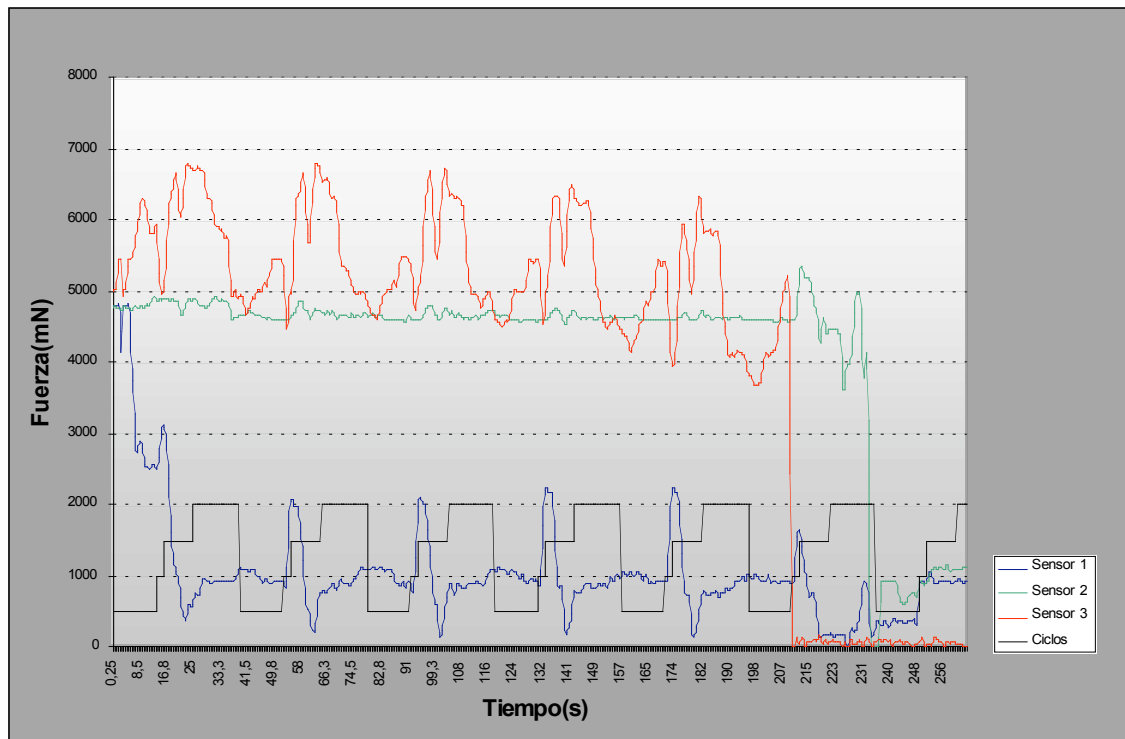


Fig. 115: Prova dinàmica Alta-1

CICLES:

Trenca la sutura entre tuberositat gran i diàfisi en el 6º cicle.

Patrò d'encaix:

- Sensor 1: 3
- Sensor 3: 3

Diferències de tensió d'encaix:

- Sensor 1: -2030
- Sensor 3: 1259

DIFERÈNCIES DE TENSIÓ:

Sensor 1 en Elevació anterior: -196

Sensor 1 en Rotació externa: 1157

Sensor 1 en Rotació interna: -1815

Sensor 1 en retropulsió: 353

Sensor 3 en Elevació anterior: 511

Sensor 3 en Rotació externa: -874

Sensor 3 en Rotació interna: 1756

Sensor 3 en retropulsió: - 1707

ALTA 2

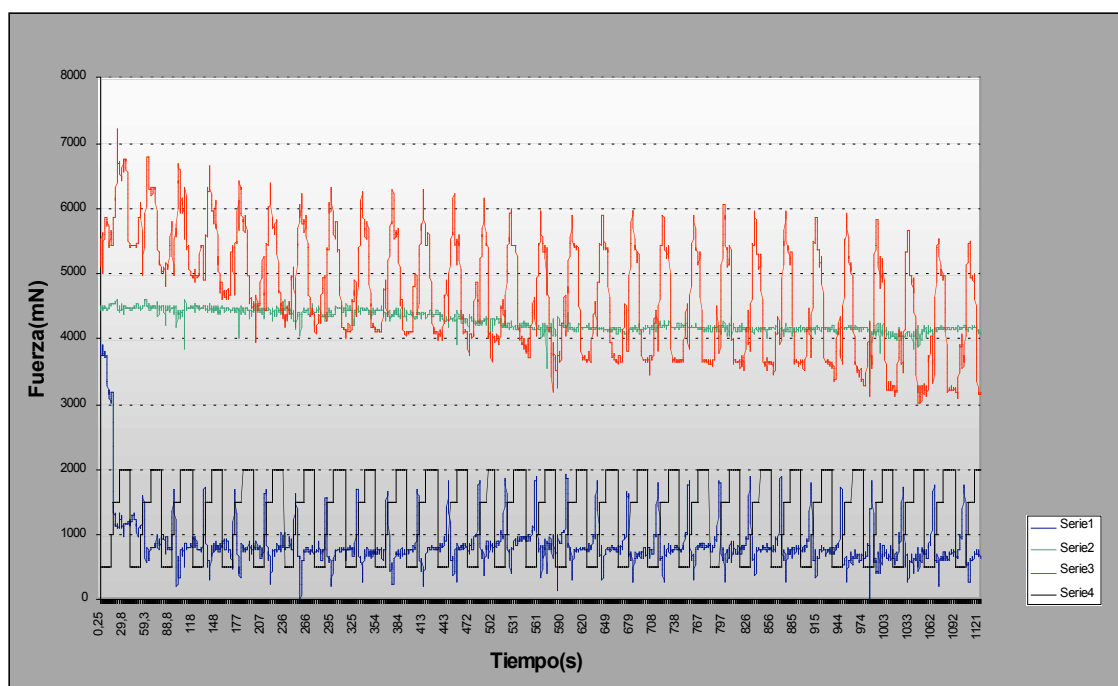


Fig. 116: Prova dinàmica Alta-2

CICLES:

No trenca cap sutura.

Patrò d'encaix:

- Sensor 1: 3
- Sensor 3: 3

Diferències de tensió d'encaix:

- Sensor 1: -834
- Sensor 3: 736

DIFERÈNCIES DE TENSIÓ:

Sensor 1 en Elevació anterior: -324

Sensor 1 en Rotació externa: 461

Sensor 1 en Rotació interna: -942

Sensor 1 en retropulsió: 295

Sensor 3 en Elevació anterior: 1047

Sensor 3 en Rotació externa: -1079

Sensor 3 en Rotació interna: 1766

Sensor 3 en retropulsió: - 1295

ALTA 3

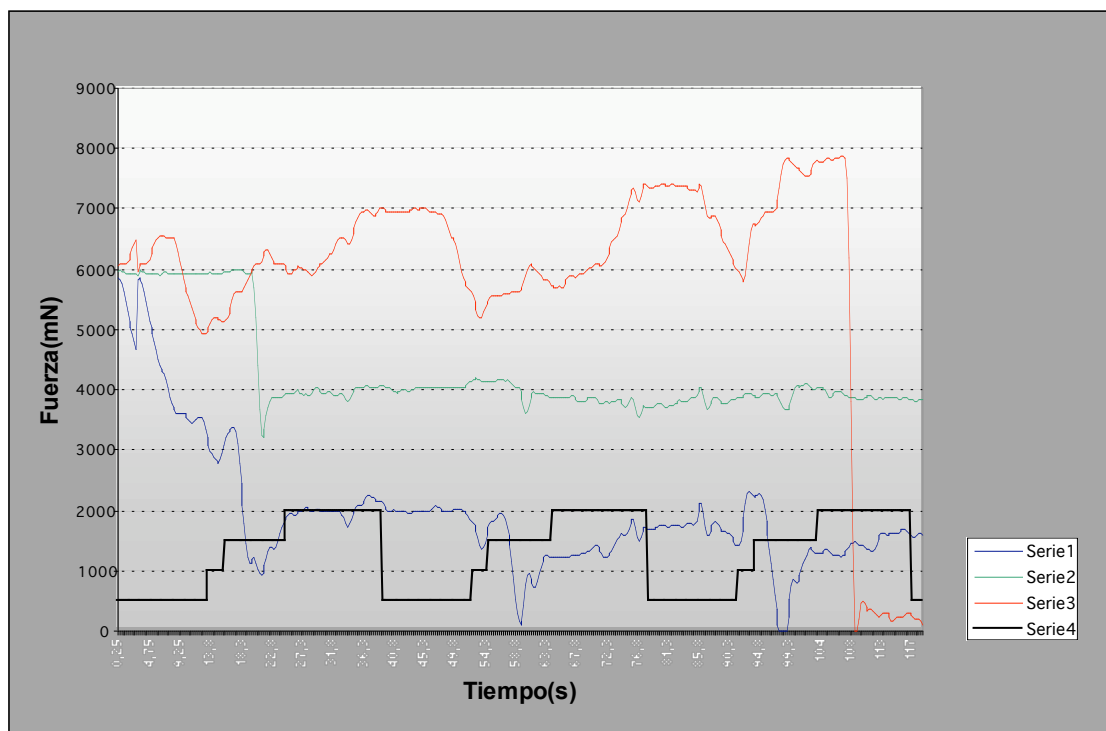


Fig. 117: Prova dinàmica Alta-3

CICLES:

Trenca la sutura entre tuberositat gran i diàfisi en el 3^o cicle.

Patrò d'encaix:

- Sensor 1: 3
- Sensor 3: 3

Diferències de tensió d'encaix:

- Sensor 1: -2237
- Sensor 3: 503

DIFERÈNCIES DE TENSIÓ:

Sensor 1 en Elevació anterior: 0

Sensor 1 en Rotació externa: -402

Sensor 1 en Rotació interna: -1775

Sensor 1 en retropulsió: 618

Sensor 3 en Elevació anterior: 1393

Sensor 3 en Rotació externa: -284

Sensor 3 en Rotació interna: 510

Sensor 3 en retropulsió: 1668

BAIXA 1

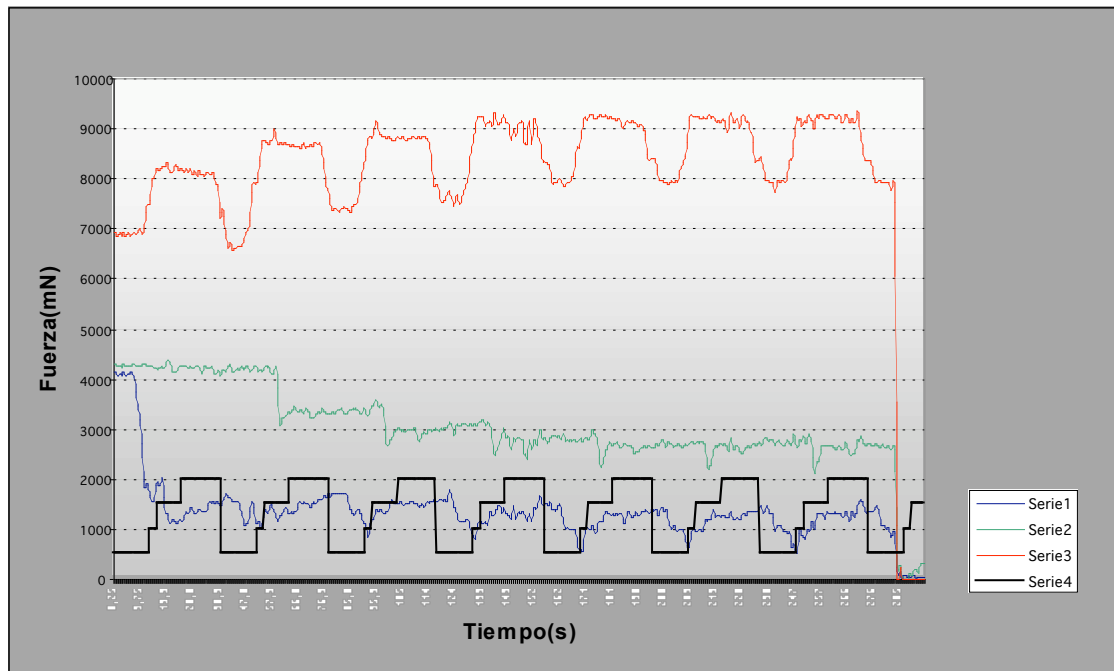


Fig. 118: Prova dinàmica Baixa-1

CICLES:

Trenca la sutura entre tuberositat gran i diàfisi en el 6º cicle.

Patrò d'encaix:

- Sensor 1: 3
- Sensor 3: 4

Diferències de tensió d'encaix:

- Sensor 1: -2227
- Sensor 3: 0

DIFERÈNCIES DE TENSIÓ:

Sensor 1 en Elevació anterior: -412

Sensor 1 en Rotació externa: 373

Sensor 1 en Rotació interna: 0

Sensor 1 en retropulsió: 0

Sensor 3 en Elevació anterior: 0

Sensor 3 en Rotació externa: 0

Sensor 3 en Rotació interna: -1148

Sensor 3 en retropulsió: 0

BAIXA 2

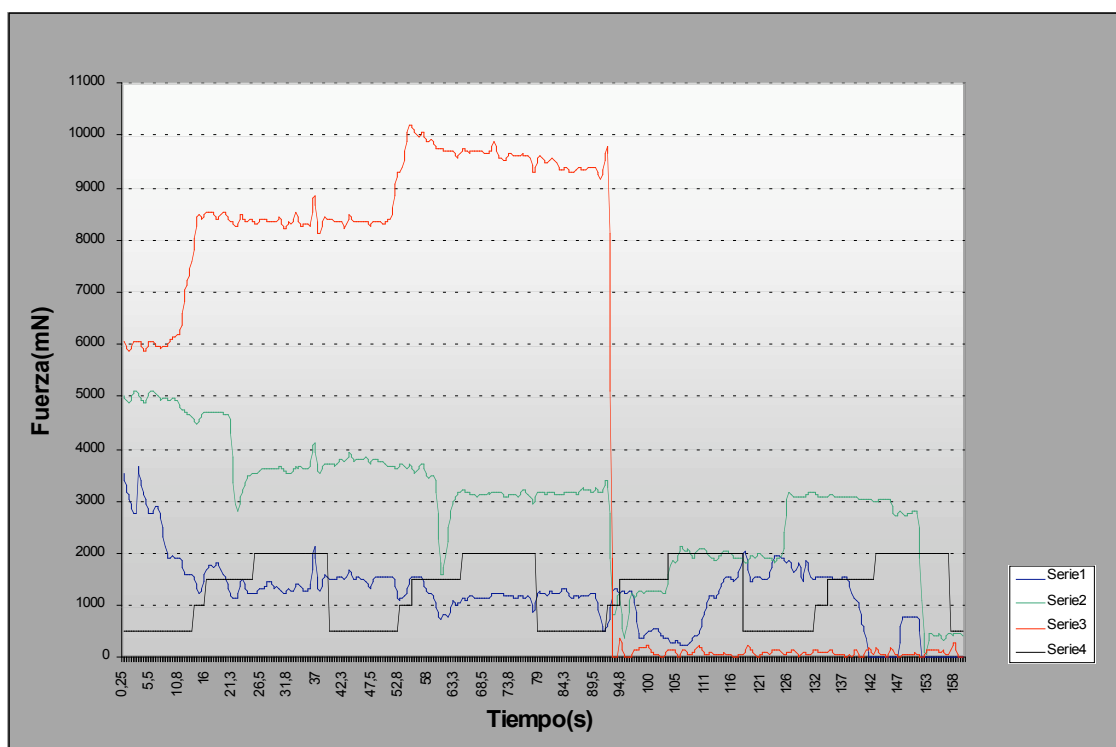


Fig. 119: Prova dinàmica Baixa-2

CICLES:

Trenca la sutura entre tuberositat gran i diàfisi en el 3º cicle.

Patrò d'encaix:

- Sensor 1: 3
- Sensor 3: 4

Diferències de tensió d'encaix:

- Sensor 1: -766
- Sensor 3: 0

DIFERÈNCIES DE TENSIÓ:

Sensor 1 en Elevació anterior: -393

Sensor 1 en Rotació externa: 382

Sensor 1 en Rotació interna: -745

Sensor 1 en retropulsió: 0

Sensor 3 en Elevació anterior: 991

Sensor 3 en Rotació externa: 843

Sensor 3 en Rotació interna: -392

Sensor 3 en retropulsió: 0

BAIXA 3

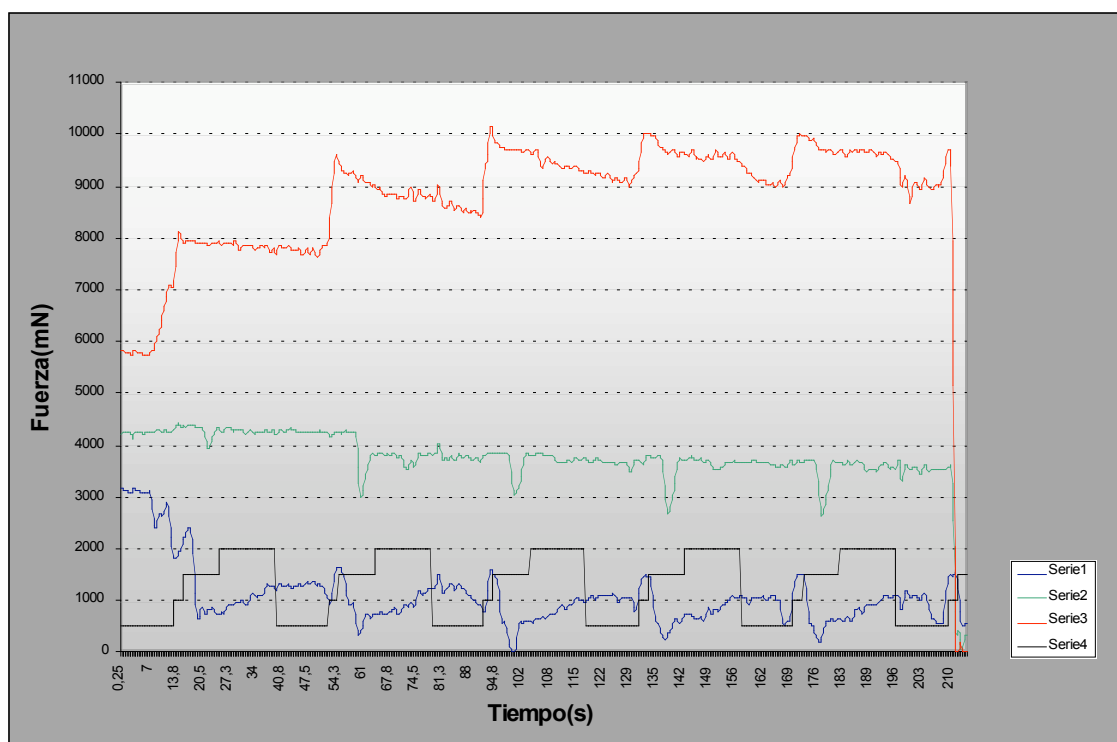


Fig. 120: Prova dinàmica Baixa-3

CICLES:

Trenca la sutura entre tuberositat gran i diàfisi en el 6º cicle.

Patró d'encaix:

- Sensor 1: 3
- Sensor 3: 4

Diferències de tensió d'encaix:

- Sensor 1: -1295
- Sensor 3: 0

DIFERÈNCIES DE TENSIÓ:

Sensor 1 en Elevació anterior: -246

Sensor 1 en Rotació externa: 648

Sensor 1 en Rotació interna: -1275

Sensor 1 en retropulsió: 490

Sensor 3 en Elevació anterior: 0

Sensor 3 en Rotació externa: 1608

Sensor 3 en Rotació interna: -588

Sensor 3 en retropulsió: -177