

UNIVERSITAT AUTÒNOMA DE BARCELONA

FACULTAT DE MEDICINA

DEPARTAMENT DE CIRURGIA

**ESTUDI CLÍNIC, ESTÀTIC I DINÀMIC SOBRE LA INFLUÈNCIA
DELS CANVIS DE POSICIÓ EN HEMIARTROPLÀSTIES
D'ESPATLLA INDICADES EN FRACTURES COMPLEXES DEL
TERÇ PROXIMAL DE L'HÚMER.**

Treball presentat per

Alberto Ginés Cespedosa

Per optar al grau de Doctor en Medicina i Cirurgia.

Director: *Prof. Enric Cáceres i Palou.*

Barcelona 2009

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

ESTUDI CLÍNIC, ESTÀTIC I DINÀMIC SOBRE LA INFLUÈNCIA DELS CANVIS DE POSICIÓ EN HEMIARTROPLÀSTIES D'ESPATLLA INDICADES EN FRACTURES COMPLEXES DEL TERÇ PROXIMAL DE L'HÚMER.

realitzat sota la meva direcció per a:

Alberto Ginés Cespedosa

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

Barcelona 28 de Juliol del 2009



Enric Cáceres i Palou.

A la Merce i l'Aleix,
que amb el seu suport humà i emocional
i amb la seva comprensió i paciència han
contribuït a l'elaboració d'aquesta tesi.

Als meus pares i a la meva germana.
Gràcies per donar-me la base per arribar fins aquí,
gràcies per compartir de forma tant desinteressada
els bons i dolents moments de tot aquest camí,
gràcies per “el no me da tiempo”.
Per tot i per més, Moltes Gràcies.

“Si la vida no te sonríe,
sonríele tu a ella”

Agraïments

Al Professor Enric Cáceres i Palou, Catedràtic de Cirurgia Ortopèdica i Traumatologia de la Universitat Autònoma de Barcelona i Cap de Servei de Cirurgia Ortopèdica i Traumatologia de l'IMAS (Institut Municipal d'Assistència Sanitària), Hospitals del Mar i l'Esperança, el meu agraïment per la seva confiança i recolzament durant aquests anys, per estimular-me a gaudir d'aquesta professió, per acceptar la direcció i oferir-me la seva ajuda en el periple llarg d'elaboració d'aquesta tesi.

Al Dr. Carles Torrens, per donar-me la possibilitat de treballar amb ell en aquest projecte, per la seva forma de fer-ho senzill tot, pels seus imprescindibles consells, pels moments divertits viscuts durant les llargues hores de treball, pel “rótulas”.

A la Professora Alícia Casals, al Professor Josep Amat, al Professor Manel Frigola, al Manuel Vinagre, al Dr. Luis Eduardo Rodríguez del Departament D'Ingenieria de Sistemes, Automàtica i Informàtica Industrial de la Universitat Politècnica de Catalunya, qui han estat encarregats del disseny dels sistemes de mesura de tensions i del robot i han participat en totes les proves de l'estudi biomecànic, la seva col·laboració il·limitada ha permès la realització d'aquesta Tesi.

Al Professor Alfonso Rodríguez Baeza, Catedràtic d'Anatomia i Embriologia de la Universitat Autònoma de Barcelona, per cedir-nos la Sala de Dissecció de Bellaterra on es va realitzar l'estudi estàtic, sobre les preparacions anatòmiques que acuradament van disseccionar ell i els seus col·laboradors.

Al Josep Maria Manresa pel seu incansable treball en l'anàlisi estadístic de les dades d'aquest estudi.

Al meu pare, el qual ha participat sense ànim de lucre en la part tècnica de la tesi ajudant a l'elaboració d'algunes de les peces utilitzades durant l'estudi estàtic. La seva aportació ha sigut fonamental pel desenvolupament de l'estudi.

A tots els pacients que han col·laborat en aquest estudi.

A la Fundació IMIM (Institut Municipal d'Investigació Mèdica) per l'ajut financer en les despeses de reprografia i enquadernació.

A tota la gent de les cases comercials de la indústria mèdica per el vostre ajut i la vostra col·laboració.

Al Dr. Joan Carles Monllau, per confiar en mi des dels inicis, per intentar ensenyar-me amb aquella paciència que jo ràpidament li feia esgotar, per la seva constància, per les seves sàvies recomanacions.

A tots els meus companys de Residència als Hospitals del Mar i l'Esperança i a tots aquells residents que han compartit amb mi els anys d'Adjunt en l'IMAS, amb els qui he treballat i treballat el dia a dia, amb els qui he gaudit de grans moments fora de la feina. Ells són els que donen sentit a la nostra activitat quan t'agrada transmetre i compartir coneixements.

A tots els meus mestres que formen part del Servei de Cirurgia Ortopèdica i Traumatologia de l'IMAS, els que hi són i els que hi han passat, gràcies per les seves ensenyances, amb les quals he après la meva professió i de la vida, i sense les quals no hagués sigut possible l'elaboració d'aquest treball.

A tots ells i aquells dels que m'oblido, moltes gràcies.

Index General

<u>1. INTRODUCCIÓ</u>	1
1.1 Origen i Justificació del treball	1
1.2 Fractures de l'húmer proximal: anatomia	3
1.3 Fractures de l'húmer proximal: Alguns aspectes biomecànics	5
1.4 Fractures de l'húmer proximal Epidemiologia	8
1.5 Fractures de l'húmer proximal: Classificació.....	10
1.6 Fractures de l'húmer proximal: Maneig terapèutic.....	16
1.7 Aspectes biomecànics dels canvis en l'alçada i versió del component protèsic humeral	30
<u>2. HIPÒTESI DE TREBALL. OBJECTIUS</u>	35
2.1 Hipòtesi de treball	35
2.2 Objectius	35
2.2.1 Objectius sobre l'estudi clínic	35
2.2.2 Objectius sobre l'estudi estàtic	35
2.2.3 Objectius sobre l'estudi dinàmic	35
<u>3. MATERIAL I MÈTODE</u>	37
3.1 Estudi clínic	37
3.1.1 Tècnica quirúrgica i Rehabilitació.....	38
3.1.2 Estudi radiològic	40
3.1.2.1 Estudi de retroversió per TC.....	43
3.1.3 Valoració funcional i de l'estat de salut.....	45
3.1.4 Anàlisi estadística	45
3.2 Estudi estàtic	47
3.2.1 Estructura del muntatge per l'estudi estàtic.....	47
3.2.2 Fitxa tècnica del dispositiu de mesura	50
3.2.3 Disseny de les proves realitzades a l'estudi estàtic	52
3.3 Estudi dinàmic	55
3.3.1 Estructura del muntatge per l'estudi dinàmic.....	55
3.3.1.1 Articulació glenohumeral artificial	55
3.3.1.2 Robot	56
3.3.1.2.1 Fitxa tècnica del robot	57
3.3.1.2.2 Programació del robot	58
3.3.2 Preparació del Sawbone® d'húmer i sistemes de mesura ...	58
3.3.3 Disseny de les proves realitzades a l'estudi dinàmic	60
3.3.4 Anàlisi estadística	64
<u>4. RESULTATS</u>	65
4.1 Estudi clínic	65
4.1.1 Resultats funcionals	65
4.1.2 Resultats radiològics	70
4.1.3 Valoració de l'estat de salut	71
4.1.4 Estudi estadístic de contrast de variables	74
4.2 Estudi estàtic	79
4.2.1 Càlcul de tensió mitja global dels sensors.....	79
4.2.2 Càlcul de tensió mitja dels sensors per les configuracions..	80
4.2.3 Ruptura de sutura	82

4.2.4 Exclusió del resultat de 2 cadàvers	82
4.2.4.1 Càlcul de tensió mitja global dels sensors	82
4.2.4.2 Càlcul de tensió mitja dels sensors per les diferent configuracions.....	83
4.2.4.3 Ruptura de sutura	85
4.3 Estudi dinàmic	86
4.3.1 Càlcul de la diferència de tensió	86
4.3.2 Descripció de l'estudi dels cicles i fenomen d'encaix.....	87
4.3.3 Gràfiques	88
4.3.4 Anàlisi del resultat de les gràfiques	88
4.3.4.1 Fenomen d'encaix	88
4.3.4.1.1 Patrons	88
4.3.4.1.2 Diferència de tensió	90
4.3.4.2 Cicles	91
4.3.4.2.1 Ruptura de sutura	91
4.3.4.2.2 Diferència de tensió	92
<u>5. DISCUSSIÓ</u>	99
5.1 Estudi clínic	99
5.1.1 Discussió dels resultats funcionals i estat de salut.....	99
5.1.2 Discussió dels resultats radiològics	102
5.1.3 Discussió dels resultats contrast de variables	105
5.2 Estudi estàtic	109
5.3 Estudi dinàmic	113
5.3.1 Fenomen d'encaix	114
5.3.2 Estudi dels cicles i subcicles	115
<u>6. APLICACIÓ CLÍNICA</u>	121
6.1 Aplicació clínica de l'estudi clínic	121
6.2 Aplicació clínica de l'estudi estàtic i dinàmic	123
<u>7. CONCLUSIONS</u>	127
7.1 Conclusions sobre la hipòtesi de treball	127
7.2 Conclusions sobre els objectius	127
7.2.1 Conclusions sobre l'estudi clínic	127
7.2.2 Conclusions sobre l'estudi estàtic	127
7.2.3 Conclusions sobre l'estudi dinàmic	128
<u>8. ANNEXES</u>	129
8.1 Gràfiques estudi estàtic	129
8.2 Gràfiques estudi dinàmic	177
<u>9. REFERÈNCIES BIBLIOGRÀFIQUES</u>	201

Index de Figures.

Fig.1: Porció proximal de l'húmer amb detall del coll anatòmic i coll quirúrgic.	pag.3
Fig.2: Alguns detalls anatòmics de l'articulació de l'espatlla. Efectes de la musculatura periarticular. 1 cap humeral, 2 troquí, 3 troquíter, 4. diàfisi.	pag.4
Fig. 3: Angle diafisari i síndrome subacromial.	pag.6
Fig. 4: Offset medial i posterior.	pag.7
Fig. 5: Sutura tuberositats segons banda circumferencial.	pag.8
Fig.6: Esquema de les línies de clivatge de Codman.	pag.10
Fig. 7: Combinacions possibles de fractures de l'húmer proximal segons Codman.	pag.10
Fig. 8: Classificació de Neer de les fractures de l'húmer proximal.	pag.11
Fig. 9: Classificació AO de les fractures de l'húmer proximal.	pag.13
Fig. 10: Sistema "lego" de classificació de les fractures.	pag.15
Fig. 11: Vascularització del húmer proximal.	pag.18
Fig.12: Tipus d'osteosíntesi.	pag.20
Fig. 13: RX hemiartroplàstia implantada per fractura.	pag.20
Fig. 14: Fractura en 4 parts en "valg" de Jakob.	pag.21
Fig. 15: abordatge deltopectoral	pag.22
Fig. 16: Imatge intraoperatòria de la diàfisi proximal un cop extret el cap humeral, on s'observa la pèrdua de les referències anatòmiques.	pag.23
Fig. 17: Alçada amb referència a l'acromion	pag.23
Fig. 18: Alçada amb referència tuberositat gran	pag.23
Fig. 19: Retroversió de la pròtesi agafant com a referència el marge posterior del solc bicipital.	pag.24
Fig. 20: Marge superior del pectoral major com a referència per a determinar alçada i versió protèsica	pag.25
Fig. 21: Instrumentació per ajuda a la determinació d'alçada i retroversió protèsica	pag.26
Fig. 22: Sistema de sutura de les tuberositats al voltant de la pròtesi	pag.27
Fig. 23: situació alta de la pròtesi creant conflicte subacromial	pag.30
Fig. 24: situació baixa de la pròtesi, el deltoidees ha de contraure les seves fibres perquè el cap protèsic articuli amb la glena, això redueix el seu braç de palanca.	pag.31
Fig. 25: pròtesi en situació més alta amb augment de recorregut de la còfia i augment de la tensió de les sutures ascens de la pròtesi per la manca de consolidació de les tuberositats.	pag.33
Fig. 26: Situació protèsica baixa amb allargament de la còfia rotadora.	pag.33
Fig. 27: Conseqüències biomecàniques de l'excés de retroversió.	pag.34
Fig. 28: Esquema que mostra la sutura vertical i horitzontal de les tuberositats .	pag.39
Fig. 29: RX - Reducció bona.	pag.40
Fig. 30: RX - Reducció regular.	pag.41
Fig. 31: RX - Reducció dolenta.	pag.41
Fig. 32: TC - Consolidació correcta.	pag.42
Fig. 33: TC - Consolidació posterior.	pag.42
Fig. 34: TC - Consolidació absent.	pag.42
Fig. 35: Càlcul de l'eix d'orientació del cap humeral.	pag.43
Fig. 36: Càlcul de l'eix epicòndil-epitrocLEAR.	pag.43
Fig. 37: Càlcul angle de versió.	pag.43
Fig. 38: Estructura del muntatge de l'estudi anatòmic.	pag.48
Fig. 39: Disposició de sensors sobre la mostra.	pag.49

Fig. 40: Sensor i sistema d'adquisició de senyals de força.	pag.50
Fig. 41: Estructura tipus ferradura rectangular de la galga de medició de tensions.	pag.51
Fig. 42: Esquema dels sensors "Strain Gauge" col·locats a la barra horitzontal de la galga.	pag.51
Fig. 43: Gràfica que mostra les corbes de registre de tensions dels tres sensors per a la prova anatòmica.	pag.53
Fig. 44: Document d'excel que registre els valors numèrics de les forces de tensió.	pag.53
Fig. 45: Imatge captada de la pantalla de l'ordinador portàtil que ens mostra el programa que ens permet veure les tensions de les galgues a temps real mentre es realitzen les diferents proves.	pag.54
Fig. 46: Reproducció de l'articulació de l'espatlla al laboratori.	pag.55
Fig. 47: Estructura del muntatge de l'estudi biomecànic.	pag.57
Fig. 48: Peça metàl·lica que reforça l'ancoratge de la pròtesi i ens permet el control de la versió.	pag.58
Fig. 49: Esquema d'enregistrament de tensions per l'estudi dinàmic.	pag.59
Fig. 50: Variacions de l'alçada de la pròtesi.	pag.60
Fig. 51: Variacions de la versió de la pròtesi.	pag.61
Fig. 52: La part inferior de la gràfica ens marca el temps dels subcicle.	pag.62
Fig. 53: Gràfica que mostra les corbes de registre de tensions dels tres sensors per a la prova biomecànica.	pag.63
Fig. 54: Imatge de la pantalla de l'ordinador portàtil que ens dona la informació de la prova a temps real.	pag.64
Fig. 55: Gràfic que mostra la mitja d'absorció de tensions per cada sensor en el global de les proves.	pag.81
Fig. 56: Gràfic que mostra la distribució de tensions per configuracions.	pag.83
Fig. 57: Gràfic que mostra la mitja d'absorció de tensions per cada sensor en el global de les proves (exclusió de 2 cadàvers).	pag.84
Fig. 58: Gràfic que mostra la distribució de tensions per configuracions. A l'eix d'ordenades es troba la tensió mesurada en grams i a l'eix d'abscisses les configuracions (exclusió de 2 cadàvers).	pag.84
Fig. 59: Ruptura de la sutura entre tuberositat petita i gran (fletxa blanca).	pag.85
Fig. 60: Exemple de càlcul de la diferència de tensió per al sensor 1 en rotació interna.	pag.86
Fig. 61: Encerclat de verd es mostra el fenomen d'encaix i encerclat de gris el moment on es trenca la sutura.	pag.87
Fig. 62: Morfologia dels patrons del fenomen d'encaix pel sensor 1 i sensor 3.	pag.88
Fig. 63: Diagrama de caixa de la tensió al sensor 3 en el fenomen d'encaix per a cadascuna de les configuracions.	pag.90
Fig. 64: Gràfica que mostra la tensió absorbida pels sensors 1 i 3 de mitja (ordenades - mN) als diferents subcicles (abscisses).	pag.92
Fig. 65: Diagrama de caixa de les tensions al sensor 1 en rotació interna per a cadascuna de les configuracions	pag.93
Fig. 66: Diagrama de caixa de les tensions al sensor 3 en rotació externa per a cadascuna de les configuracions	pag.94
Fig. 67: Diagrama de caixa de les tensions al sensor 3 en rotació interna per a cadascuna de les configuracions	pag.95
Fig. 68: Gràfica que mostra el comportament de les tensions del sensor 1 a les diferents fases del cicle per a cadascuna de les configuracions.	pag.96
Fig. 69: Gràfica que mostra el comportament de les tensions del sensor 3 a les diferents fases del cicle per a cadascuna de les configuracions.	pag.97
Fig. 70: Exemple d'un cas amb bona evolució clínic-radiològica.	pag.102
Fig. 71: Exemple d'un cas amb mala evolució clínic-radiològica.	pag.103
Fig. 72: Càlcul de la versió per TC. Es pot observar la consolidació de les tuberositats a lloc.	pag.104
Fig. 73: Bona reducció postoperatòria inicial de la tuberositat gran.	pag.107
Fig. 74: Diàstasi entre la tuberositat gran i petita (línies blanques verticals) i entre tuberositat gran i diàfisi (línies blanques horitzontals) al final d'una de les proves anatòmica i baixa durant l'estudi estàtic.	pag.110
Fig. 75: Ruptura de sutura entre tuberositats i tuberositat gran i diàfisi.	pag.110

Fig. 76: La fletxa assenyalada la ruptura de la sutura entre tuberositat gran i diàfisi (sensor 3) durant la prova retroversa i baixa en l'estudi estàtic.	pag.111
Fig. 77: Gràfica de la prova augment d'alçada en l'estudi estàtic on es pot veure el caràcter ascendent de les tensions al sensor 3 i sensor 2 i corba plana al sensor 1.	pag.112
Fig. 78: Possibilitats de moviment del robot sobre la preparació a l'estudi dinàmic.	pag.113
Fig. 79: Fenomen d'encaix encerclat en verd.	pag.114
Fig. 80: La fletxa assenyalada moment de la ruptura de la sutura entre tuberositat gran i diàfisi.	pag.116
Fig. 81 Ruptura sutura tuberositat gran (TG)- diàfisi (D).	pag.116
Fig. 82: La gràfica de l'esquerre mostra el comportament de les tensions pel sensor 1 i la gràfica de la dreta mostra el comportament de les tensions pel sensor 3, en totes dues s'evidencia una disminució de la tensió en el pas de rotació externa (RE) a rotació interna (RI) que està marcada amb una fletxa vermella.	pag.118
Fig. 83: Exemple de reducció dolenta de tuberositat gran en el postoperatori immediat.	pag.121
Fig. 84: La mala reducció de la tuberositat gran en el postoperatori evoluciona a una absència de consolidació i a la migració posterior de la mateixa.	pag.122
Fig. 85: La combinació d'excés de retroversió i disminució d'alçada és la que hem d'intentar evitar a la nostra pràctica clínica.	pag.123
Fig. 86: La pauta de RHB influeix de forma diferent en la tensió de les diferents sutures.	pag.125
Fig. 87: Esquema de les sutures. En la pauta de RHB diferida reforçarem més la sutura B, i en la pauta de RHB immediata reforçarem més la sutura C.	pag.125
Fig. 88: El professor Josep Amat i el Dr. Luis Eduardo Rodríguez del Centre d'Investigació d'Enginyeria Biomèdica i el Dr. Carles Torrens Servei COT IMAS durant l'estudi estàtic.	pag.126

Index de Taules

Taula 1: Distribució de fractures de la mostra.	pag.65
Taula 2: Categoria dolor segons escala de Constant pels malalts de a mostra.	pag.66
Taula 3: Categoria AVD (posició útil).	pag.66
Taula 4: Categoria elevació anterior del Constant.	pag.67
Taula 5: Categoria Abducció del Constant.	pag.68
Taula 6: Categoria Rotació externa del Constant.	pag.68
Taula 7: Categoria Rotació interna del Constant.	pag.69
Taula 8: Categoria Força extremitat afecta.	pag.69
Taula 9: Reducció postoperatòria troquíter.	pag.70
Taula 10: Consolidació troquíter.	pag.70
Taula 11: Taula de la versió de l'implant.	pag.71
Taula 12: Càlcul de la versió de l'implant en els malalts de la nostra mostra.	pag.72
Taula 13: Resultats estudi qualitat de vida amb EuroQol-5D.	pag.73
Taula 14: Prova ANOVA que compara l'escala Constant i la consolidació troquíter.	pag.75
Taula 15: Taula de concordança per a la variable reducció postoperatòria (Rx Simple) i la variable consolidació tuberositat gran (TAC TG).	pag.75
Taula 16: Anàlisi de la variança per a les variables EuroQol (Tarifa EVA) y consolidació tuberositat gran.	pag.76
Taula 17: Anàlisi de la variança per a les variables Constant i versió (3 categories).	pag.77
Taula 18: Taula de contingència que compara la variable versió (3 categories) i consolidació de la tuberositat gran.	pag.78
Taula 19: Taula de contingència que compara la variable versió (3 categories) i reducció postoperatòria de la tuberositat gran.	pag.78
Taula 20: Taula de contingència que ens relaciona els patrons del sensor 1 en el fenomen d'encaix amb la ruptura de la sutura al final de la prova.	pag.89
Taula 21: Taula de contingència que ens relaciona els patrons del sensor 3 en el fenomen d'encaix amb la ruptura de la sutura al final de la prova.	pag.89
Taula 22: Taula que mostra quina és la sutura que trenca i en quin cicle ho fa, per cadascuna de les configuracions.	pag.91

1. INTRODUCCIÓ.

1.1 Origen i justificació del treball.

La fractura de l'húmer proximal és fonamentalment una fractura de la gent gran. Cada cop més la població assoleix nivells d'envelliment superiors que porten a un augment significatiu de la presència d'aquestes fractures. L'osteoporosi que acompanya a aquest sector poblacional fa que aquestes fractures cada cop siguin més complexes i en alguns casos precisin de la implantació d'una pròtesi per al seu maneig. El resultat funcional d'aquestes pròtesis implantades per fractura de l'húmer proximal és molt variable i depenent de múltiples factors. Un dels factors més importants i que es modificable per part del cirurgià, és la correcta col·locació de la pròtesi en versió i alçada. L'alçada i versió adients de l'hemiartroplàstia afavoreixen la bona reducció de les tuberositats i la seva posterior consolidació¹. 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 mateixes²⁻⁸.

En l'acte quirúrgic, la manca de referències anatòmiques fa que la implantació d'aquestes pròtesis sigui sovint imprecisa amb errors d'alçada i versió. 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 disminuir el braç de palanca del deltoïdes en el cas de disminuir l'alçada⁹. De igual manera, s'ha descrit que un excés de retroversió de la pròtesi obliga a una osteosíntesi de la tuberositat gran en rotació externa, que es posa en risc quan la extremitat es col·loca en rotació interna (posició en el postoperatori immediat amb el cabestrell)¹. Això, no ha estat però estudiat sota el concepte que canvis en l'alçada i versió d'implantació de la pròtesi condicionen canvis en l'elongació dels tendons de la còfia rotadora, i per tant, canvis en les tensions de les sutures de les tuberositats entre elles i amb la diàfisi, compromentent per tant la seva capacitat de

consolidació. Per aquest motiu i donada l'alta prevalença de les fractures del terç proximal de l'húmer ens ha semblat adient estudiar aquest tema.

1.2 Fractures de l'húmer proximal: Anatomia.

La porció proximal de l'húmer consta de cap humeral, troquín (o tuberositat petita), troquíter (o tuberositat gran), la corredera bicipital i la porció proximal de la diàfisi. Hem de distingir entre el coll anatòmic (unió cap i tuberositats) i coll quirúrgic (per sota de tuberositats). Les fractures del coll anatòmic son de pitjor pronòstic ja que s'altera la irrigació del cap. Les fractures de coll quirúrgic són més freqüents i la irrigació es conserva. (Fig. 1). La tuberositat petita es troba a la cara anterior de l'húmer i és el lloc d'inserció del múscul subescapular. La corredera bicipital es situa entre totes dues tuberositats i allotja el tendó llarg del bíceps. La tuberositat gran es troba a la part posterior i superior de la diàfisi humeral i aporta el lloc d'inserció als músculs supraespinós, infraespinós i rodó petit. La glenoides és una estructura convexa i poc profunda que fa aproximadament un terç de la superfície del cap humeral, al seu voltant hi ha el rodet glenoideo (labrum) i la càpsula glenoidea.



Fig. 1: Porció proximal de l'húmer amb detall del coll anatòmic i coll quirúrgic.

L'acromion protegeix la cara superior de l'articulació glenohumeral, és l'origen i la palanca mecànica del múscul deltoides. Juntament amb el lligament coracoacromial i la

coracoides formen l'arc coracoacromial, a sota hi ha el manegot de rotadors i la bursa subacromial.

El manegot de rotadors consta de quatre músculs: subescapular, supraespinós, infraespinós i rodó petit. El subescapular és un depressor del cap i rotador intern. L'infraespinós i rodó menor són rotadors externs. Aquests músculs treballen com a una unitat per mantenir l'estabilitat glenohumeral dinàmica.

Els altres dos músculs importants són deltoïdes i pectoral major. El deltoïdes s'origina al terç lateral de la clavícula, a l'acromion i espina escapular, i s'insereix a la tuberositat deltoïdea a la diàfisi humeral. El pectoral major és un múscul gran que s'origina a clavícula, costelles superiors i regió esternocostal i s'insereix a porció inferior de la corredera bicipital. Tots dos músculs actuen desplaçant les fractures del terç proximal de l'húmer¹⁰ (Fig. 2).

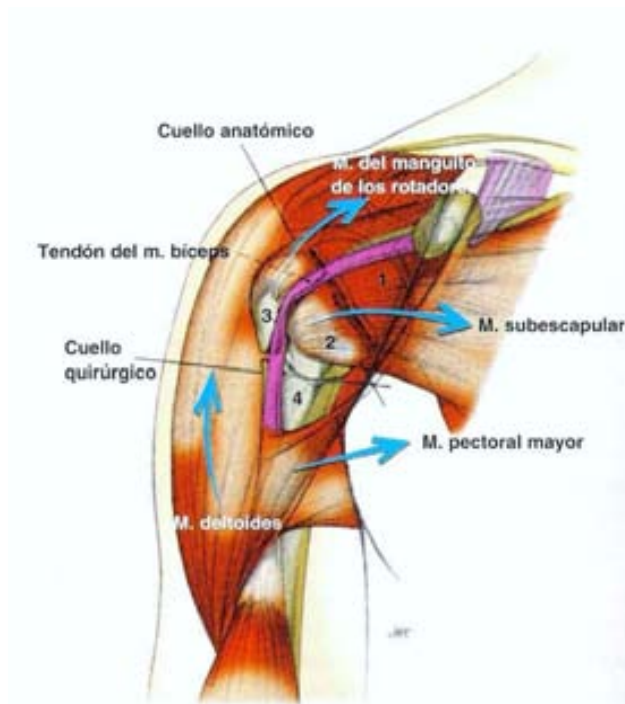


Fig. 2: Alguns detalls anatòmics de l'articulació de l'espatlla. Efectes de la musculatura periarticular. 1 cap humeral, 2 troquí, 3 troquíter, 4. diàfisi.

1.3 Fractures de l'húmer proximal: Alguns Aspectes 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'infraespinós 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 funcionalitat¹¹ a banda d'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^{12,13}. Sembla ser que canvis en la reducció de la tuberositat gran alteren la força que ha de generar el deltoïdes, concretament, la situació de més alçada i posterior de la tuberositat gran condiciona un increment de la força que té de desenvolupar el deltoïdes per poder alçar l'extremitat superior¹⁴. Estudis anatòmics insercionals han establert que el supraespinós 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'infraespinós ocupa tota la faceta medial, de manera que en la porció superior de la faceta medial hi ha una superposició insercional del supraespinós i de l'infraespinós¹⁵. També cal tenir en compte que el 40% de la inserció del subescapular és muscular directe, mentre que el 60% es a través del seu tendó a la tuberositat petita¹⁶. 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 repòs¹⁷. 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 ruptures¹⁸. Malgrat que les capacitats relatives de potència dels diferents muscles 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^{19,20}. De la mateixa manera també s'ha observat en estudis que mesuren les forces a través dels muscles 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 isomètric²¹. 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 isoquinèticament entre la població jove i la vella, i entre els vells homes i els vells dones²².

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 subacromial²³. (Fig. 3)

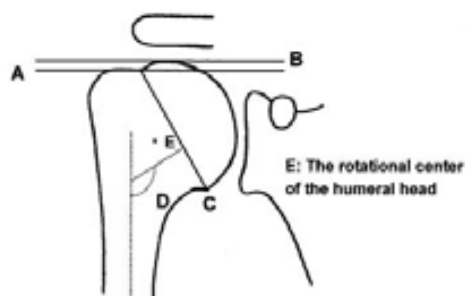


Fig. 3: Angle diafisari i síndrome subacromial

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 mobilitat²⁰. 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 mateixa¹¹.

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 espècimen²⁴. Boileau i Walch varen descriure també el offset medial i posterior que pateix el cap de l'húmer i com el fet de no respectar aquests offsets portava a un empitjorament dels resultats de les substitucions protèsiques²⁵ (Fig. 4).

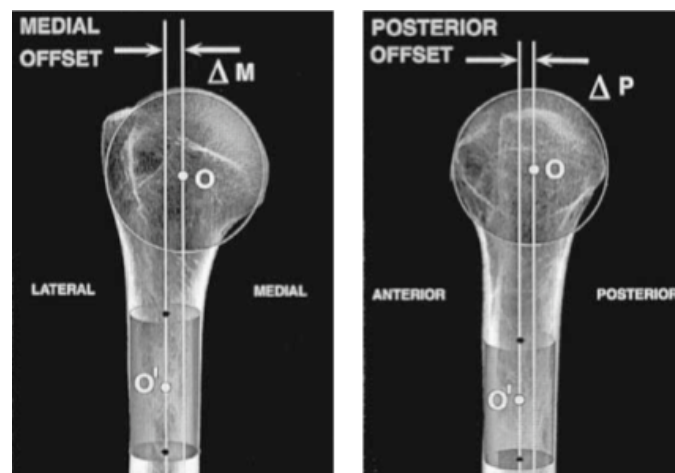


Fig. 4: Offset medial i posterior

Iannotti²⁶ 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 es de capdal importància en la optimització del moment muscular del deltoïdes i dels múscles de la còfia rotadora així com de la resta de parts toves que envolten l'espatlla.

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 l'estabilitat l'addició d'una banda circumferencial que abracci a las dues tuberositats^{27,28}. (Fig. 5)

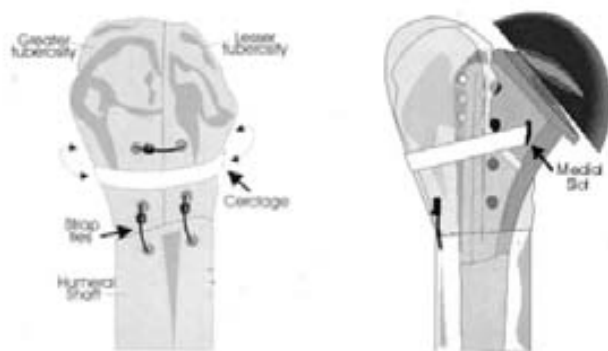


Fig. 5: Sutura tuberositats segons banda circumferencial

1.4 Fractures de l'húmer proximal: Epidemiologia.

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 a les del fèmur o de la pelvis, essent fonamentalment una fractura de la gent gran, especialment de les dones grans²⁹⁻³⁶. Degut a l'augment en l'expectativa de vida i al caràcter essencialment osteoporòtic d'aquestes fractures, es preveu un augment gradual de la seva presentació. 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 de entre 300 i 600 fractures per 100.000 habitants a l'any 2030³⁴. 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 les que la presència d'aquesta fractura pot fer perdre la seva

funció 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. A més a més, 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^{29,30}.

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 distal³⁰.

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 fractura³⁷⁻³⁹.

El risc immediat de fractura és més alt que en la població general en les edats al voltant dels 60 anys més que al voltant dels 80.

El 33% de les fractures afecten a la tuberositat gran i del 67% restant, el 78% són no desplaçades i el 22% es consideren desplaçades⁴⁰.

1.5 Fractures de l'húmer proximal: 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. 6).

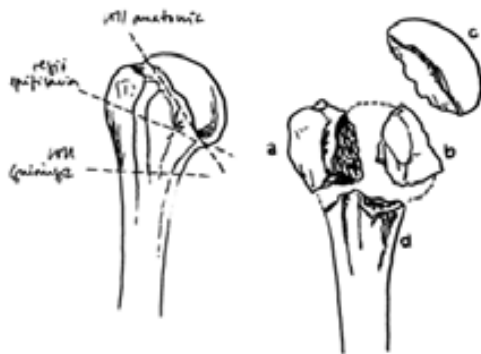


Fig. 6: Esquema de les línies de clivatge de Codman

Va anomenar fragments als segments ossis resultants d'aquestes línies de clivatge i va descriure totes les combinacions de fractura possibles⁴¹. (Fig. 7)



Fig. 7: 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 ser sistematitzats⁴². 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 inclouen 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 articulares obtenint-se els 16 tipus de fractura descrits per Neer. (Fig. 8)

Displaced Fractures				
	2-part	3-part	4-part	Articular Surface
Anatomical Neck				
Surgical Neck				
Greater Tuberosity				
Lesser Tuberosity				
Fracture-Dislocation	Anterior			
	Posterior			
Head-Splitting				

Fig. 8: Classificació de Neer de les fractures de l’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 ser 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^{43,44}. Estudis posteriors amb diferents projeccions radiològiques tampoc varen aconseguir millorar els resultats^{45,46}. La introducció de la T.A.C. en l'estudi d'aquestes fractures també va fracassar a l'hora d'intentar millorar l'índex de concordança i reproducibilitat en l'anàlisi de les mateixes⁴⁷⁻⁴⁹. 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 reproducibilitat⁴⁸.

Altre defecte que s'ha imputat a la classificació de Neer és 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 Neer⁵⁰.

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 "valg"⁵¹.

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 valg. Malgrat tot la classificació de Neer segueix motivant controvèrsia independentment de que continua essent la més utilitzada en els treballs publicats⁵².

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 (Fig. 9). Els estudis de concordança i reproduïbilitat 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 aquests termes⁴³⁻⁴⁸.

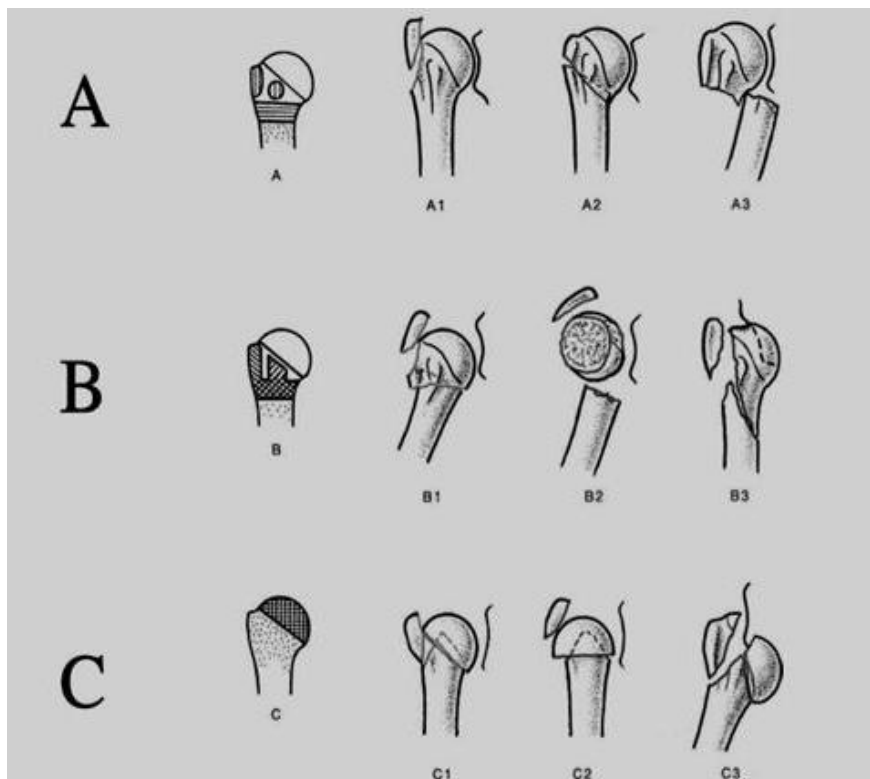


Fig. 9: Classificació AO de les fractures de l'húmer proximal

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 fractura⁵³. En primer lloc s'estableixen qüestions relatives al patró bàsic de la fractura:

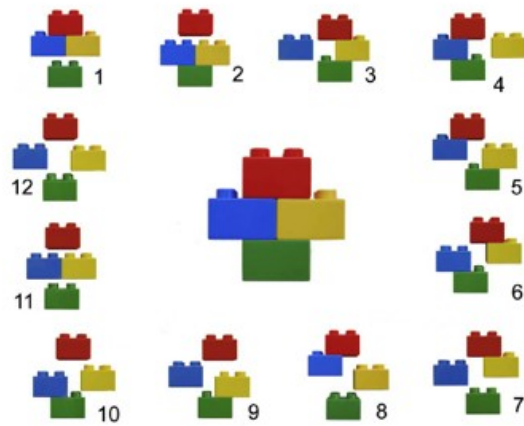
- hi ha línia de fractura entre la tuberositat gran i el cap ? (si – no)
- hi ha línia de fractura entre la tuberositat gran i la diàfisi ? (si – no)
- hi ha línia de fractura entre la tuberositat petita i el cap ? (si – no)
- hi ha línia de fractura entre la tuberositat petita i la diàfisi ? (si – no)
- 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” (joc que utilitzen els nens per fer construccions arquitectòniques) que permet obtenir una classificació més acurada de la fractura millorant tant la reproducibilitat com la concordança de la interpretació. (Fig. 10)

Fig. 10: 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 proximal⁵⁴. 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:
 - o estat del “stock” ossi
 - o presència o no de fractures articulars associades
 - o fractures per impressió
- respecte a la descripció dels fragments:
 - o nombre de fragments
 - o nombre de parts
 - o fractures articulars o extra-articulars

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

1.6 Fractures de l'húmer proximal: Maneig terapèutic

Tradicionalment les fractures de l'húmer proximal han estat tractades de manera conservadora. Va ésser Neer⁹ al 1970 qui va advertir dels mals resultats funcionals de les fractures desplaçades de l'húmer proximal deixades a la seva evolució natural. Des d'aleshores, múltiples tractaments han estat proposats amb diferents resultats i la controvèrsia en el tractament 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, Koval⁵⁵ 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 el 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 %.

Encara que fins ara la controvèrsia sobre quin és el millor tractament de les fractures desplaçades de l'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. Zyto⁵⁶ 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. Kristiansen⁵⁷ 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.

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 del cap humeral es produeix a través de la branca ascendent de l'artèria circumflexa anterior i per la seva continuació intraòssia, l'artèria arcuata. Hi ha importants anastomosis 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 anastomosi 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 posteromedials⁵⁸. Estudis amb marcadors arterials radiopacs 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 l'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 humeral⁵⁹. (Fig. 11)

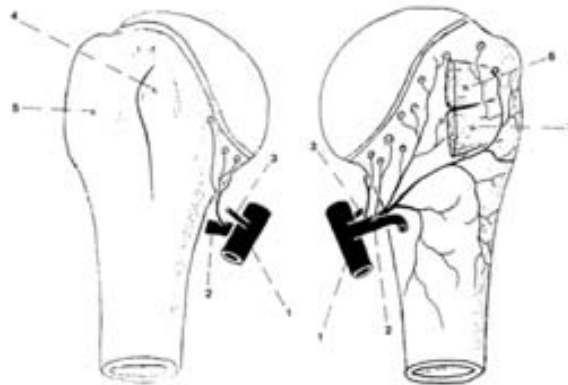


Fig. 11: Esquema de vascularització del húmer proximal

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 de l'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, 2 varen desenvolupar necrosi del cap humeral, significat 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^{53,60}.

Sembla que el criteri actual de tractament d'aquestes fractures es recolza més aviat 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 quirúrgic⁶¹⁻⁶⁸.

Per a la tuberositat gran sembla que a partir de 5 mm de desplaçament ja es comencen a produir alteracions amb repercussió funcional, canviant el límit de 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 mm⁶⁹. Aquests efectes en la funció de petits canvis anatòmics de la tuberositat gran veurem més endavant com també influeixen en el resultat de les hemiartroplasties 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. 12)



Fig. 12: Tipus d'Osteosíntesi: **Cas A:** Osteosíntesi amb agulles d'Ender recolzades sobre sutures trans-òssies. **Cas B:** Fractura tractada amb agulles endomedul-lars flexibles segons tècnica de Kapandji. **Cas C:** Osteosíntesi amb enclavat endomedul-lar proximal. **Cas D:** Fractura-luxació tractada amb reducció i osteosíntesi amb cargols. **Cas E:** Fractura tres parts on es realitza una osteosíntesi amb placa d'estabilitat angular.

Però quan la fractura és complexa (3 o 4-parts) o be presenta 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 (Fig.13).



Fig. 13: RX hemiartroplàstia implantada per fractura.

L'única excepció és la fractura en 4 parts descrita per Jakob (Fig. 14) que com ja hem vist té un pronòstic tant funcional com de vascularització diferent i per tant s'accepta el tractament d'aquesta fractura amb una síntesi convencional⁵¹.

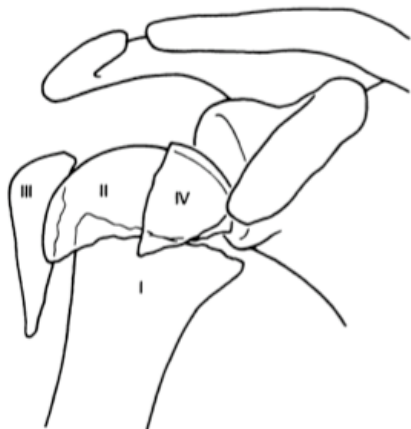


Fig. 14: Fractura en 4 parts en “valg” de Jakob

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. També el nivell de satisfacció dels pacients així tractats és alt, amb nivells de satisfacció del procediment entre el 70% i el 92%⁷⁰⁻⁷⁷. El resultat funcional és més impredecible i va des de resultats excel·lents en més del 80% dels pacients segons publicava Neer⁹ fins a resultats en els que la majoria dels pacients no arriben a l'elevació anterior per sobre de 100°⁷⁰⁻⁷⁷. Diversos factors s'han implicat en el motiu 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 quirúrgica³. Respecte a la tècnica quirúrgica ja Neer va descriure com respectar les parts toves que conformen l'articulació de l'espatlla doncs d'elles depèn la posterior funció de la mateixa⁹. 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 deltopectoral



Un cop rebutjada la pell i el teixit cel·lular subcutani, el següent pla el constitueix el format per el deltoïdes i el pectoral amb la vena cefàlica que els separa. 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 coracoacromial per sobre. El següent pas es identificar el tendó insercional del pectoral i desinserrir-ne els 2/3 superiors. 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. 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. Un cop extret el cap humeral, queden les tuberositats adherides a les seves insercions tendinoses 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.16).



Fig. 16: Imatge intraoperatòria de la diàfisi proximal un cop extret el cap humeral, on s'observa la pèrdua de les 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 de l'acromion sota control escòpic, però això està altament influït per el grau de relaxació del pacient (Fig. 17). Altra possible referència és la tuberositat gran, el punt més proximal del cap protèsic ha de situar-se a 5mm de la tuberositat gran⁴.(Fig. 18)



Fig. 17: Alçada amb referència a l'acromion

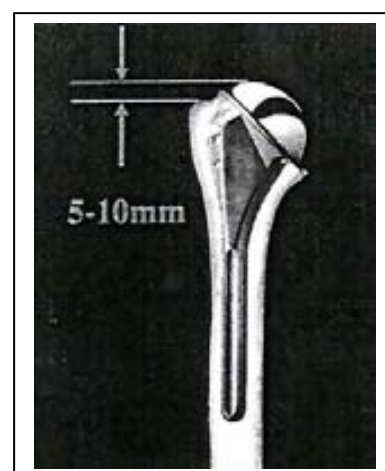


Fig. 18: Alçada amb referència tuberositat gran

Altres mètodes descrits són la tensió obtinguda del tendó del bíceps, és a dir, l'alçada protèsica correcta és aquella que restableix una correcta 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 altra banda també cal determinar la versió 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 correcta 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^{25,78-85}.

Estudis anatòmics han determinat que entre l'eix del cap humeral i el marge posterior del solc bicipital hi ha 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 humeral⁸⁶⁻⁹¹. (Fig.19)

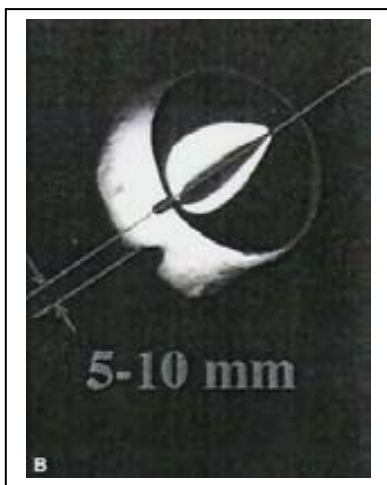


Fig. 19: Retroversió de la pròtesi agafant com a referència el marge posterior del solc bicipital.

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 retroversió²⁵.

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 mesura⁹². (Fig. 20)



Fig. 20: 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. Torrens i cols amb l'estudi cadavèric amb T.A.C. han determinat que la distància entre la inserció superior del pectoral major i l'aleta posterior de la pròtesi és molt constant i de mitja té un valor de 1,06 cm⁹³.

Altre intent de minimitzar l'error tant de la alçada a la que s'implanta la pròtesi com la versió que se li dóna 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. 21)



Fig. 21: 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 anàlisi²⁷.(Fig. 22)

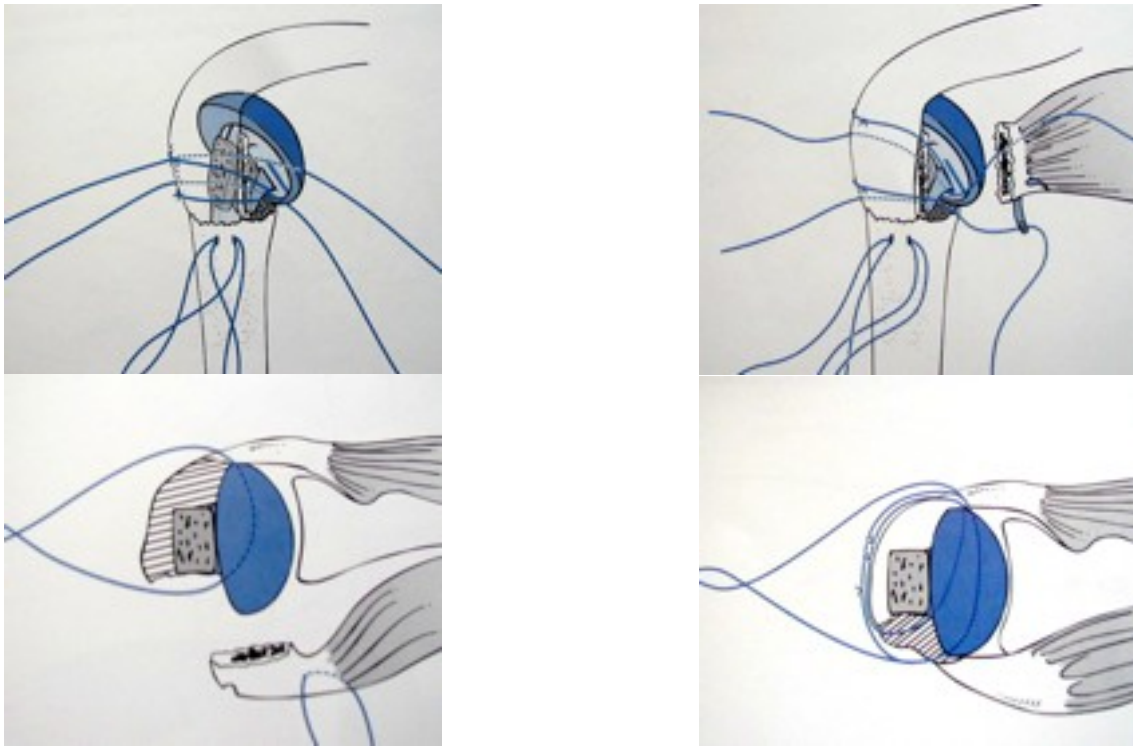


Fig. 22: Sistema de sutura de les tuberositats al voltant de la pròtesi

Un cop suturades les tuberositats es comprova l'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 passius⁹, mentre d'altres recomanen mantenir immobilitzada l'extremitat durant 3 setmanes per iniciar després una pauta de rehabilitació progressiva³. 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 diferida².

Com ja s'ha comentat, si bé el resultat respecte a estalviar la presència de dolor de les hemiartroplasties implantades per fractures de l'húmer proximal és força previsible 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^{3,94,95}.

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 és 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^{4,96}.

Segons Boileau i Walch⁴ 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 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 és col·locar la pròtesi més baixa escurçant d'aquesta manera l'húmer i obligant al deltoïdes a escurçar les seves fibres per tal de afrontar el cap humeral a la glena, disminuint doncs el braç de palanca del deltoïdes 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, l'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 d'acurada es la nostra tècnica quirúrgica.

1.7 Aspectes biomecànics dels canvis en l'alçada i versió del component protèsic.

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 versió les pròtesi per fractura de l'húmer proximal. Si bé Neer⁹ va explicar com el fet de col·locar l'implant protèsic en una situació més alta de l'anatòmica podia portar al desenvolupament de símptomes clínics de pinçament (Fig. 23) 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 pel fet d'haver escurçat l'origen i la inserció del deltoides (Fig. 24), també Neer⁹⁷ en un dels seus primers articles publicat al 1955 recomanava la col·locació de la pròtesi en retroversió per evitar la subluxació anterior de l'implant. Estudis recents han determinat que el factor anatòmic més important que afecta la funció de l'extremitat en el tractament de les fractures de l'húmer proximal mitjançant una pròtesi és la correcta reducció i consolidació de les tuberositats²⁻⁸.



Fig. 23: situació alta de la pròtesi creant conflicte subacromial

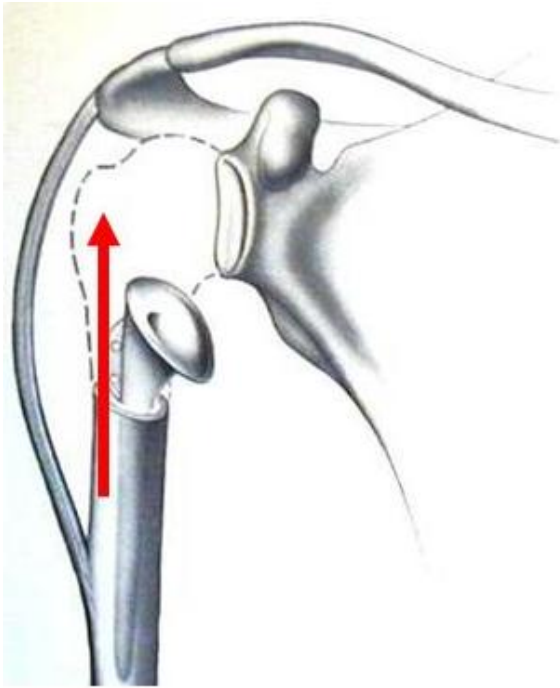


Fig. 24: situació baixa de la pròtesi, el deltoïdes ha de contraure les seves fibres perquè el cap protèsic articuli amb la glena, això redueix el seu braç de palanca.

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 l'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.

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 tuberositats⁹⁶.

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 tuberositats⁹⁶, 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 milloren⁹.

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 tuberositats⁹⁶.

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 l'alçada i versió correctes en 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 l'anatomia en la col·locació protèsica, les tuberositats consoliden en més ocasions que en la resta⁹⁶. Aquest fet és el que porta a pensar quin efecte té en la capacitat de consolidació de les tuberositats l'alçada i la versió a la que es deixi l'implant protèsic. Des del punt de vista mecànic sembla clar pensar que si deixem l'implant a més alçada de l'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 consegüent augment de tensió de la sutura per augment de tensió en el tendó (Fig. 25). 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. 25: pròtesi en situació més alta amb augment de recorregut de la còfia i augment de la tensió de les sutures.

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. 26)

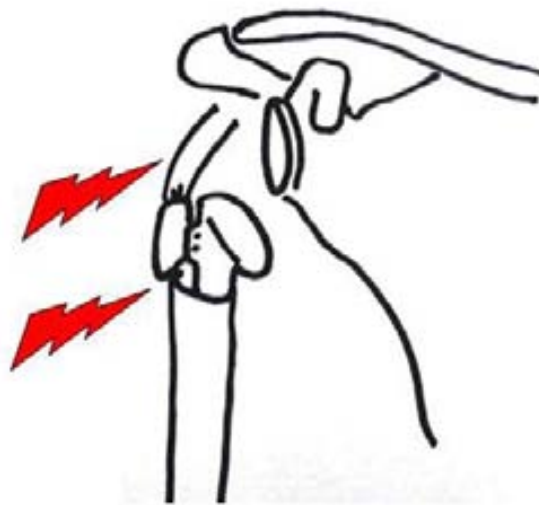


Fig. 26: Situació protèsica baixa amb allargament de la còfia rotadora

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.

De igual manera també ha estat estudiat l'excés de retroversió i la seva influència en la consolidació de les tuberositats, ja s'ha comentat que la retroversió del cap humeral és molt variable, diferents articles recomanen la col·locació de l'implant entre 20 a 40° de

versió^{5,42,97}, això fa que l'error més freqüent en quant a la versió de la pròtesi sigui l'excés de retroversió. Segons Boileau i col·laboradors⁹⁴ les causes més freqüents d'aquest fenomen són la por a la luxació anterior de la pròtesi, referències distals imprecises(l'avantbraç - el seu valg te una variabilitat important) i per últim la imprecisió de les referències proximals ja comentada (solc bicipital).

La conseqüència de col·locar la pròtesi en excessiva retroversió (Fig. 27). impedeix la correcta reducció de la tuberositat gran en el pla horitzontal, inclús si es vol aconseguir una òptima reducció d'aquesta s'ha de col·locar l'espatlla en rotació externa, de manera que quan en el postoperatori el braç està en rotació interna (posició postoperatòria habitual amb el cabestrell) posa a tensió la sutura i pot predisposar a una pèrdua de reducció, es a dir a una migració posterior de la tuberositat i una falta de consolidació en un futur¹.

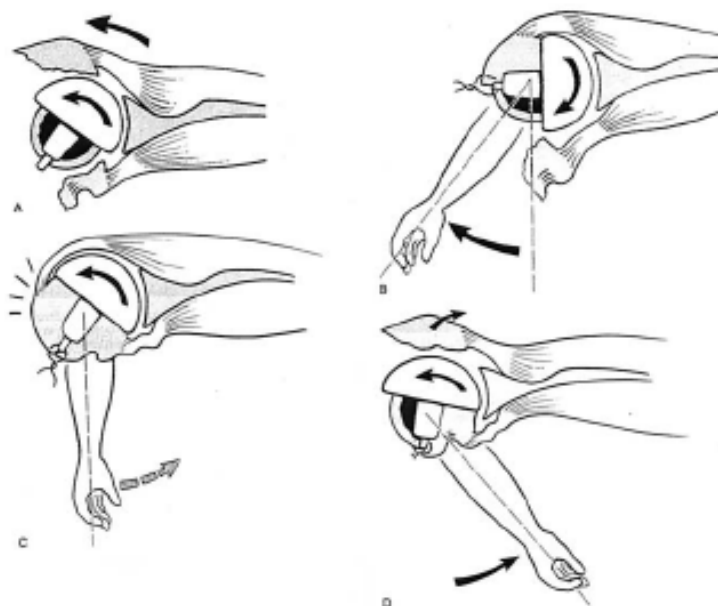


Fig. 27: Conseqüències biomecàniques de l'excés de retroversió: A, dificultat de reducció de la tuberositat gran quan la pròtesi te una retroversió excessiva. B, rotació externa de la extremitat per aconseguir la osteosíntesi de la tuberositat gran. C, en rotació interna es posa en risc la sutura. D, migració posterior de la tuberositat gran.

Malgrat ha estat estudiat la influència de la mala posició de la pròtesi en alçada i versió amb la consolidació de les tuberositats no hi han estudis biomecànics al respecte.

2. HIPÒTESI DE TREBALL. OBJECTIUS

2.1 Hipòtesi de treball.

2.1.1) La versió de les hemiartroplàsties col·locades en fractures del terç proximal de l'húmer no condiciona canvis en el resultat clínic dels pacients.

2.1.2) Els canvis combinats de versió i alçada de l'hemiartroplàstia d'húmer no condicionen canvis en les tensions de les sutures de les tuberositats entre si i amb la diàfisi humeral.

2.2 Objectius.

2.2.1 Objectius sobre l'estudi clínic.

2.2.1.1 Determinar quina és la tendència de versió en la implantació de les hemiartroplàsties per fractura.

2.2.1.2 Analitzar quins són els resultats funcionals i radiològics de les hemiartroplàsties per fractura de l'húmer proximal segons la versió de l'implant.

2.2.2 Objectius sobre l'estudi estàtic.

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

2.2.3 Objectius sobre l'estudi dinàmic.

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

3. MATERIAL I MÈTODE

El treball es compon de tres estudis diferents. En primer lloc es va realitzar un estudi clínic de versió de l'implant en 42 pacients, un segon estudi anatòmic, en el qual sobre quatre preparacions anatòmiques es va col·locar una hemiartroplàstia en diferents posicions de versió i 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). Finalment 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 versió, i amb les mateixes galgues es mesura la tensió en les diferents sutures.

3.1 Estudi clínic.

Estudi prospectiu sobre 53 pacients afectes de fractura del terç proximal de l' húmer als quals se'ls hi va posar una hemiartroplàstia (un d'ells portador d'una pròtesi bilateral). Tenint en comte que es va produir una pèrdua de seguiment de 11 pacients per exitus o problemes de salut que van impedir l'avaluació final, queda una mostra de 41 pacients (42 hemiartroplàsties estudiades per un cas bilateral). Els pacients varen ser intervinguts entre els anys 1997 y 2004, amb una mitjana d' edat de 74 anys (53-90), una distribució por sexes de 31 dones y 9 homes. Respecte a la lateralitat, 22 espatlles dretes y 20 esquerres. El seguiment mitjà va ser de 38,42 mesos (13-72). 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 5,85 dies (1-20).

3.1.1 Tècnica quirúrgica i Rehabilitació.

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, ja descrit prèviament a la introducció. S'identifiquen les tuberositats agafant com a referència el tendó del bíceps i el solc bicipital, es col·loquen punts de sutura 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 medullar humeral utilitzant feses 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 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.

Quant a l'alçada, es pren com a 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. 28), 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 al seu lloc.

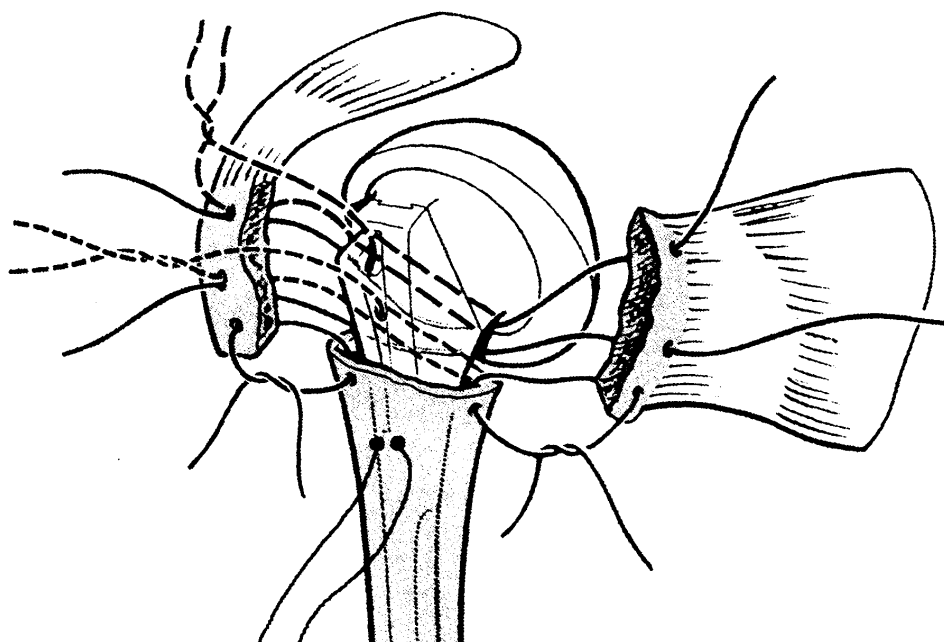


Fig. 28: Esquema que mostra la sutura vertical i horitzontal de les tuberositats.

Posteriorment aquests pacients segueixen un protocol de RHB que consisteix en una immobilització amb un embenat en rotació externa 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.

3.1.2 Estudi radiològic.

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. 29), regular (Fig. 30) i dolenta (Fig. 31). 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.

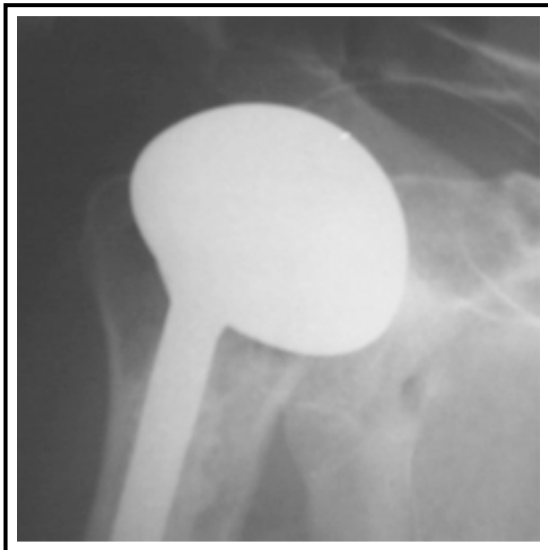


Fig. 29: RX - Reducció bona

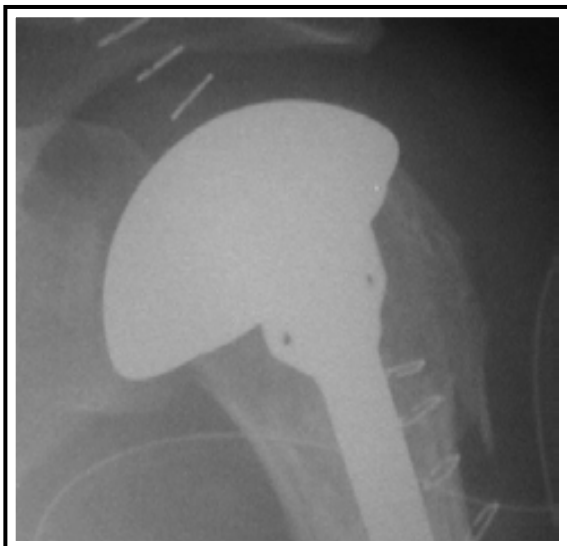


Fig. 30: RX - Reducció regular

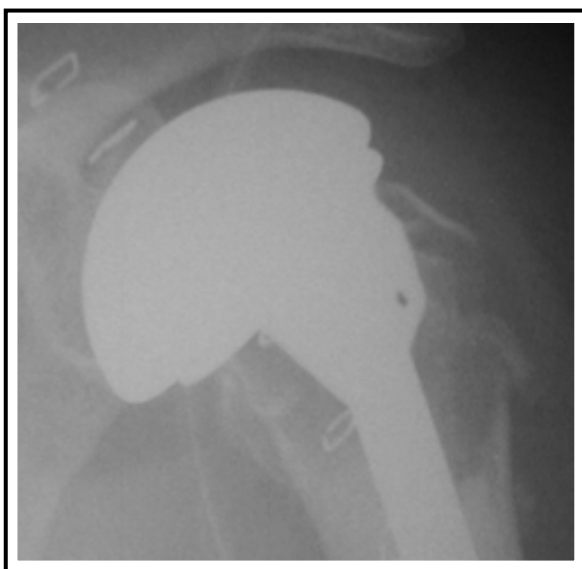


Fig. 31: RX - Reducció dolenta

Al final del seguiment del pacient es realitza un nou estudi radiològic i mitjançant T.C., una avaluació funcional i finalment una valoració de l'estat de salut. En primer lloc es realitza un estudi T.C. basat en dos punts, d'una banda es determina la consolidació de la tuberositat major al final del seguiment (mínim un any) en talls convencionals de T.C. i s'estableixen tres categories: consolidació correcta (Fig. 32), consolidació posterior (Fig. 33), i tuberositat major migrada o absent (Fig. 34).

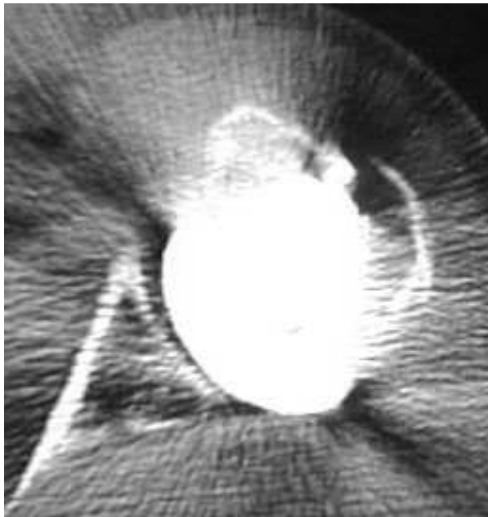


Fig. 32: TC - Consolidació correcta

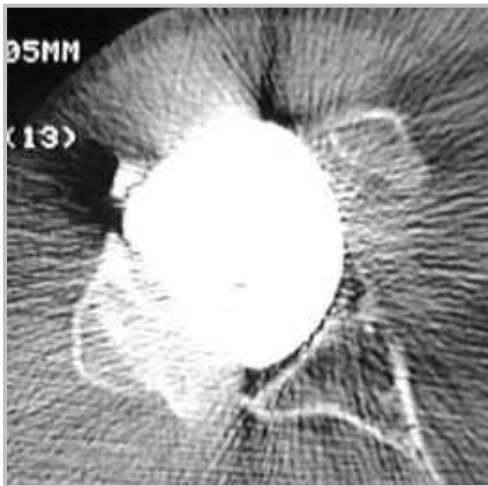


Fig. 33: TC - Consolidació posterior

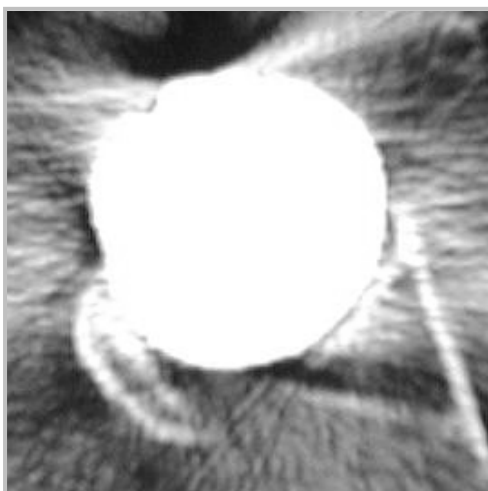


Fig. 34: TC - Consolidació absent

3.1.2.1 Estudi de retroversió per TC.

Posteriorment es realitza un estudi de la versió de la pròtesi mitjançant T.C en base a estudis previs a la literatura^{79,83,84,86,98}, que es calcula prenent com a referència l'eix epicòndil-epitrocLEAR a nivell del colze. Es col·loca el pacient a la taula de TAC en decúbit supí amb l'extremitat afecta paral·lela a la taula i paral·lela en l'eix longitudinal del cos amb el dit polze al cénit. En aquesta situació es fan talls axials en terç proximal d'húmer i de la paleta humeral. A nivell de terç proximal d'húmer se selecciona un tall en el qual s'observi el cap de la pròtesi com un semicercle amb la pestanya posterior. Es traça una línia que uneixi els dos extrems posteriors del cap (correspon a la línia posterior que tanca la semicircumferència del cap al tall axial). Ara es traça una línia perpendicular a aquesta que passi per la pestanya posterior, obtenint així l'eix d'orientació del cap humeral (Fig. 35). A nivell de la paleta humeral se selecciona el tall que desplega al màxim la mateixa, es traça una línia entre el punt més intern de l'epitróclea i el punt més extern d'epicòndil, obtenint-se l'eix epicòndil-epitrocLEAR (Fig. 36). S'extrapola aquest eix al terç proximal d'húmer i es calcula l'angle amb l'eix d'orientació del cap humeral obtenint així l'angle de versió de la pròtesi (Fig. 37). Es fan dues mesures d'aquest angle en talls de T.C. de les característiques descrites encara que a un diferent nivell i s'extreu la mitja d'ambdues.

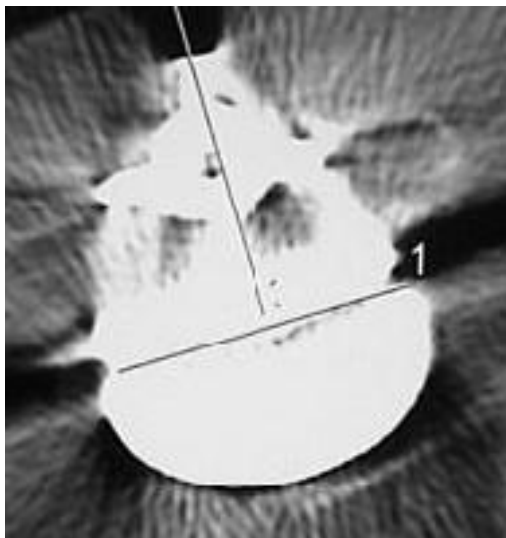


Fig. 35: Càlcul de l'eix d'orientació del cap humeral.



Fig. 36: Càlcul de l'eix epicòndilo-epitroclear.

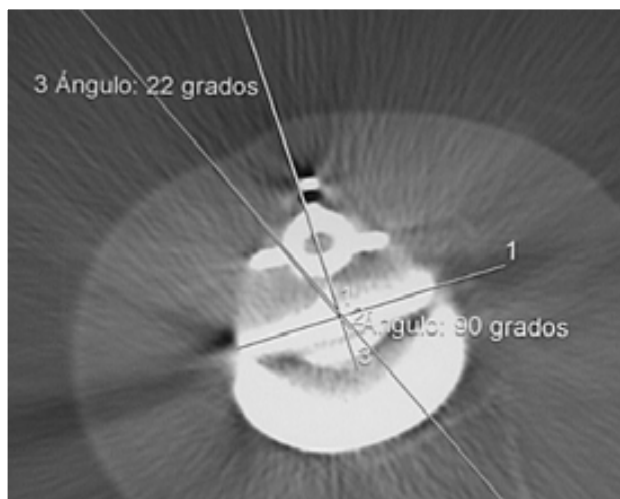


Fig. 37: Càlcul angle de versió.

La mitja de les diferències entre totes dues mesures de versió va ser de 0,8 (IC95%:-0,04;1,64), no assolint significació estadística ni rellevància clínica. L'índex de correlació interclasse va ser de 0,989 (IC95%:0,980;0,994), les dues mesures es poden considerar com a intercanviables.

3.1.3 Valoració funcional i de l'estat de salut

Per a la valoració funcional s'utilitza l'escala de Constant⁹⁹, desglossant-la en dolor(D), activitats vida diària(AVD), 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). S'estableix un Constant total que és la suma dels valors comentats i tots ells es comparen amb l'extremitat contralateral. Finalment es realitza una valoració de l'estat de salut d'aquests pacients mitjançant el test EuroQol-5D¹⁰⁰. Aquesta senzilla prova valora fonamentalment 5 paràmetres: mobilitat, cura personal, activitats quotidianes, dolor/malestar, ansietat/depressió. Cada un d'aquests paràmetres ofereix una gradació de tres possibles respostes (1 = sense problemes, 2 = problema moderat, 3 = problemes severes), de totes aquestes cinc respostes s'extreu un valor numèric de 5 dígit (EQ 1) que s'extrapola la població general, denominat Tarifa EVA. En segon lloc compara l'estat de salut actual amb el dels últims 12 mesos, establint 3 possibles categories (1 = Millor, 2 = Igual, 3 = Pitjor). Finalment aquest test demana al pacient que valori el seu estat de salut sobre una escala analògica visual similar a un termòmetre graduat de 0 a 100 (sent 0 el pitjor estat de salut imaginable i 100 el millor estat de salut imaginable).

3.1.4 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.

Finalment per analitzar la fiabilitat de les mesures de versió, dues repetides en un mateix moment, es va utilitzar el Coeficient de Correlació Interclasse, assumint un model d'efectes aleatoris per als pacients d'efectes fixes per a les mesures.

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.

3.2 Estudi estàtic

3.2.1 Estructura del muntatge per l'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. El muntatge de l'estudi estàtic consta de les següents parts (Fig. 38), 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 queda ancorada a la taula d'anatomia, i el segon punt correspon a la diàfisi humeral, mitjançant un tub cilíndric d'acer perforat, pel qual s'introdueix la diàfisi i es travessen totes dues estructures amb 3 claus de Steinman. Aquest suport queda ancorat al terra amb 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 d'un dels experimentadors.

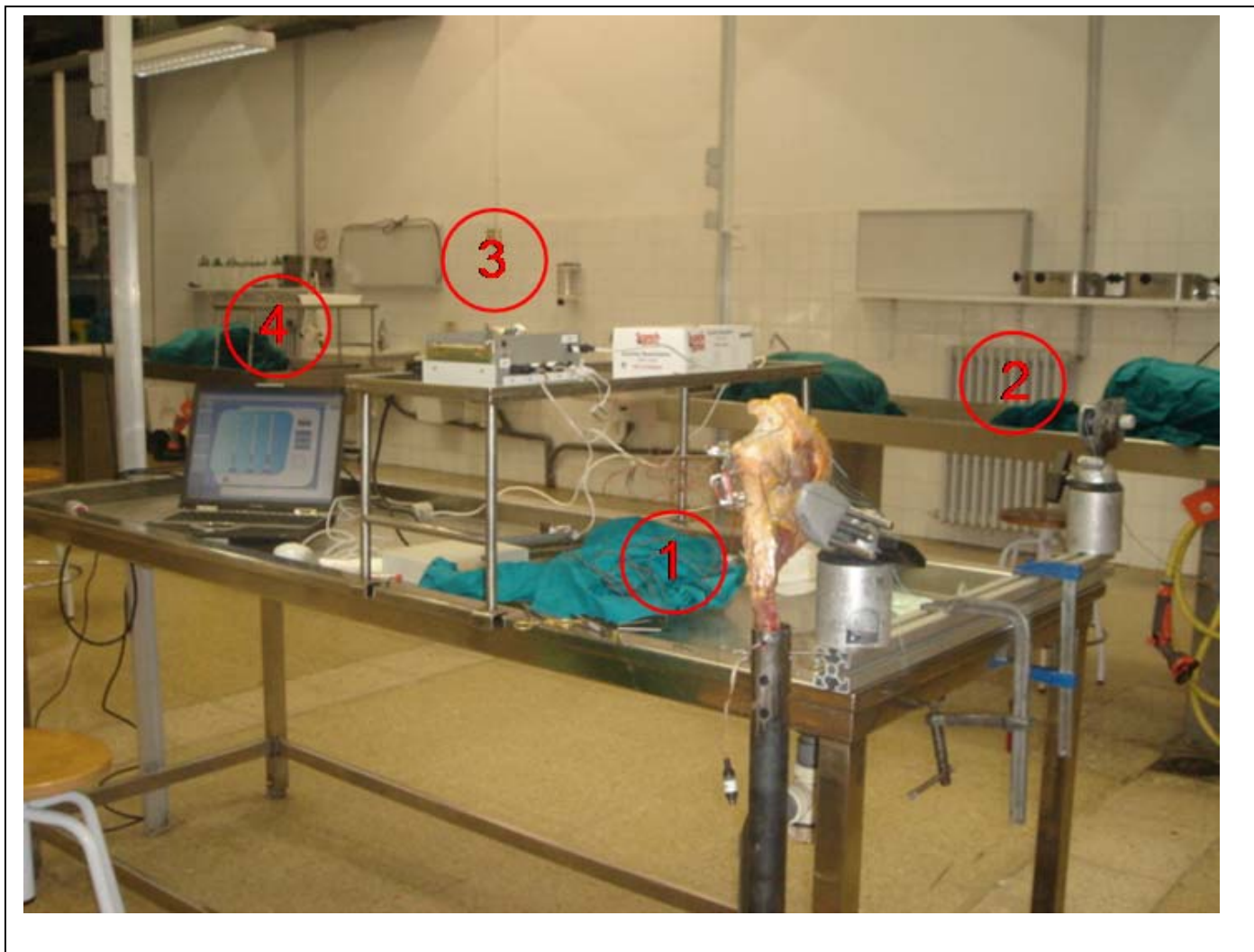


Fig. 38: Estructura del muntatge de l'estudi anatómic: 1) preparació anatómica amb les galgues. 2) mecanisme de tracció. 3) Circuit condicionador de senyals (recull la informació de les galgues.) 4) Ordinador personal que registre i representa la senyal recollida.

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 endomedullar i es col·loca una hemiartroplàstia modular anatómica amb cap humeral "offset". No es va poder utilitzar ciment per fixar l'hemiartroplàstia perquè això requeriria un nombre 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 versió 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 39 (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.

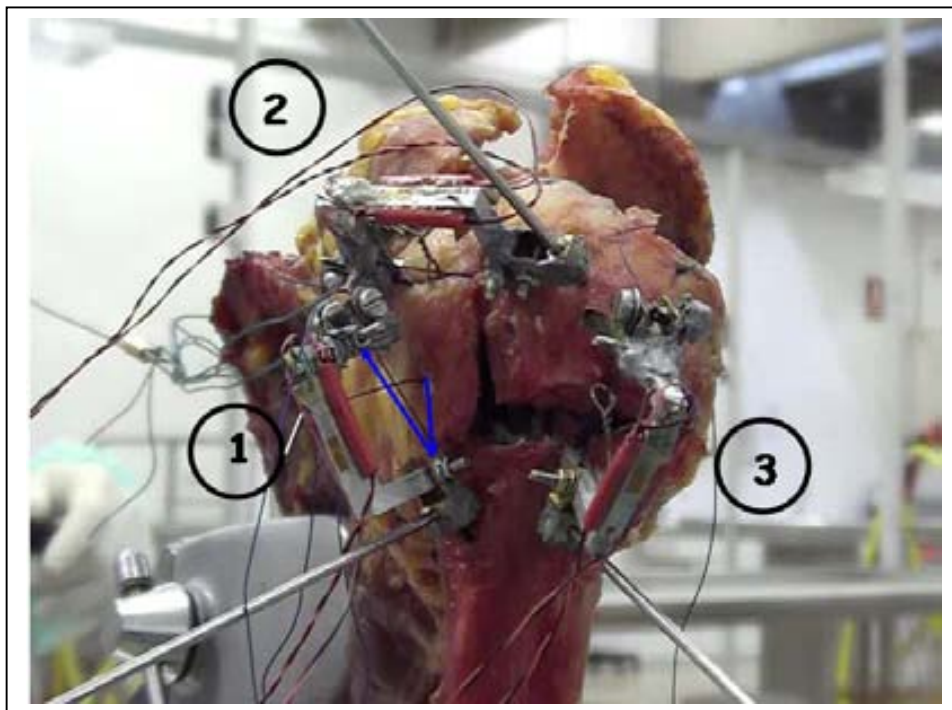


Fig. 39: Disposició de sensors sobre la mostra. Sensor 1: tuberositat petita-diàfisi. Sensor 2: entre tuberositats. Sensor 3: tuberositat gran-diàfisi.

3.2.2 Fitxa tècnica del dispositiu de mesura

Components: El dispositiu de mesura consta de un sensor, un circuit condicionador 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. 40).

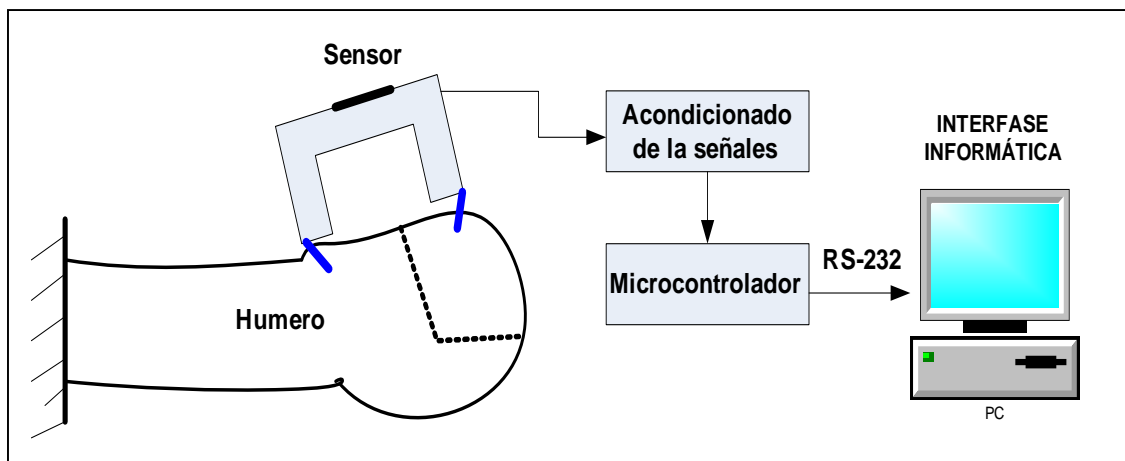


Fig. 40: Sensor i sistema d'adquisició de senyals de força.

Estructura mecànica: La idea 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, es va validar i es va obtenir un estudi d'avantatges i inconvenients. Estudi que va permetre finalment desenvolupar i implementar un sensor acceptable per a l'experimentació final amb espècimens. A més les proves tant a la sala de dissecció com les realitzades al laboratori de robòtica, ens van permetre ajustar el disseny final dels sensors.

El sensor és una figura tipus ferradura rectangular o tipus marc (Fig. 41) que està constituït per una estructura en pont, a la figura es mostren la seva estructura i les seves mesures (en mil·límetres).

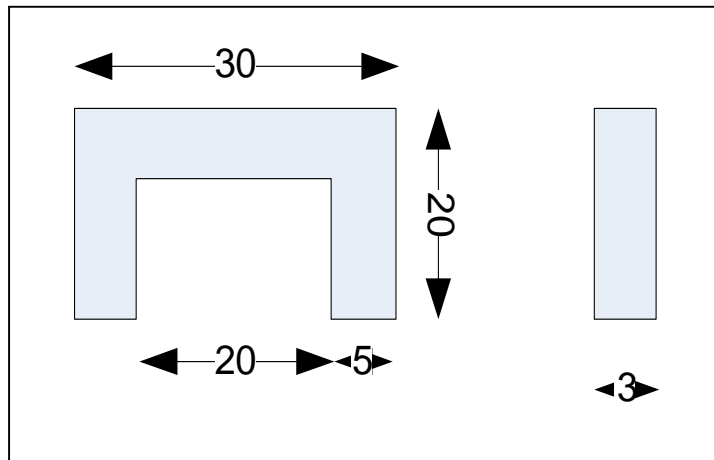


Fig. 41: Estructura tipus ferradura rectangular de la galga de mesura de tensions.

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, com es mostra en el model simplificat de la figura (Fig. 42). Aquests sensors permeten mesurar les forces produïdes per la compressió de les dues barres verticals portada a terme pel fil sutura.

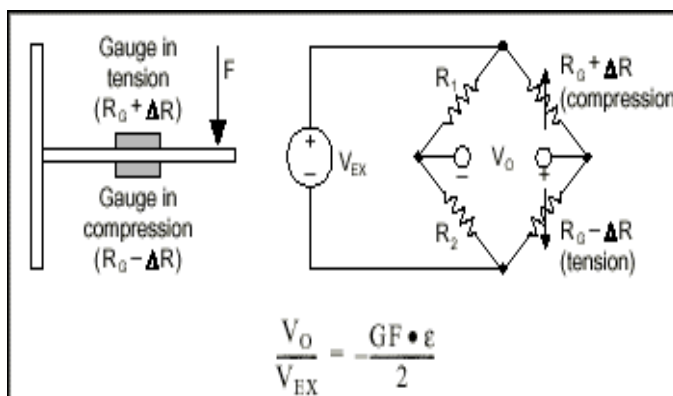


Fig. 42: Esquema dels sensors “*Strain Gauge*” col·locats a la barra horitzontal de la galga.

3.2.3 Disseny de les proves realitzades a l'estudi estàtic

Es varen realitzar **4 proves** en 4 espatlles de cadàver fresc-congelat, en cada cadàver es varen realitzar **12 proves** modificant alçada i versió de la pròtesi, obtenint les següents combinacions: 2 proves anatòmiques, 2 proves amb alçada baixa, 2 proves amb alçada alta, 2 proves amb excés de retroversió, 2 proves combinant pròtesi alta i excés de retroversió i 2 proves combinant pròtesi baixa i excés de retroversió. En total **48 proves en cadàver**.

Cadascuna d'aquestes proves va quedar enregistrada en vídeo, mitjançant una càmera col·locada amb un trípod al costat de la preparació anatòmica, la qual cosa ens va permetre 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 de més de 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 (agafant com a referència el 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. Sobre la modificació de la versió es va utilitzar el solc bicipital com a referència, així la pròtesi es va col·locar en posició anatòmica quan la pestanya posterior de la pròtesi s'orientava 5mm posterior al solc bicipital. Es va considerar retroversa quan la pestanya es situava just anterior al solc.

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. 43 i 44)

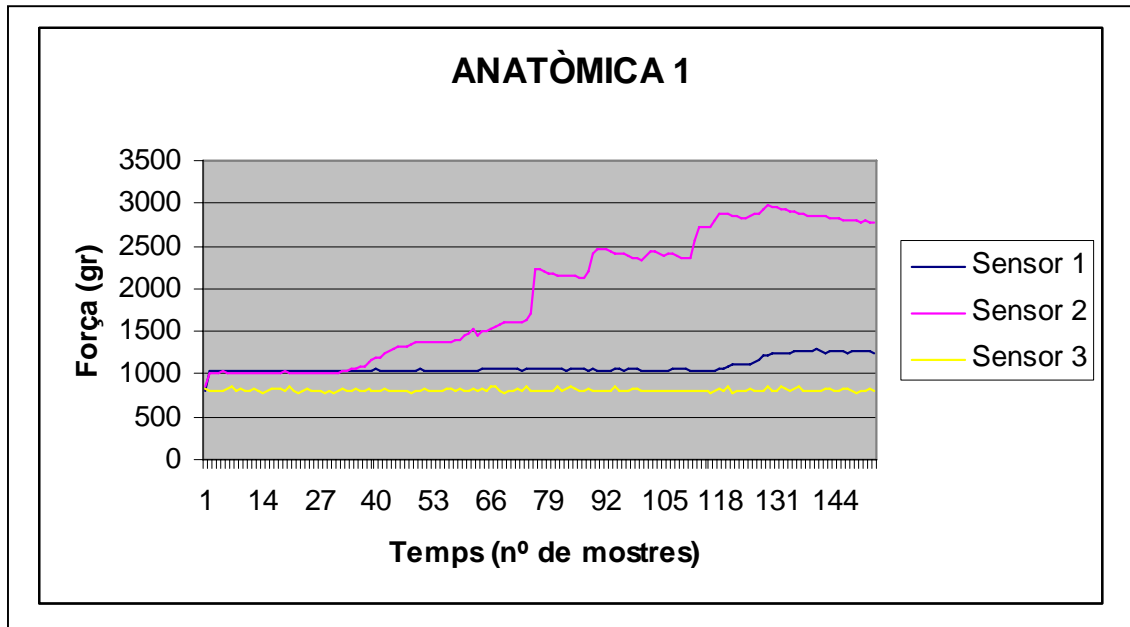


Fig. 43: Gràfica que mostra les corbes de registre de tensions dels tres sensors per a la prova anatómica. Gràfiques que s'utilitzen per a la interpretació de resultats

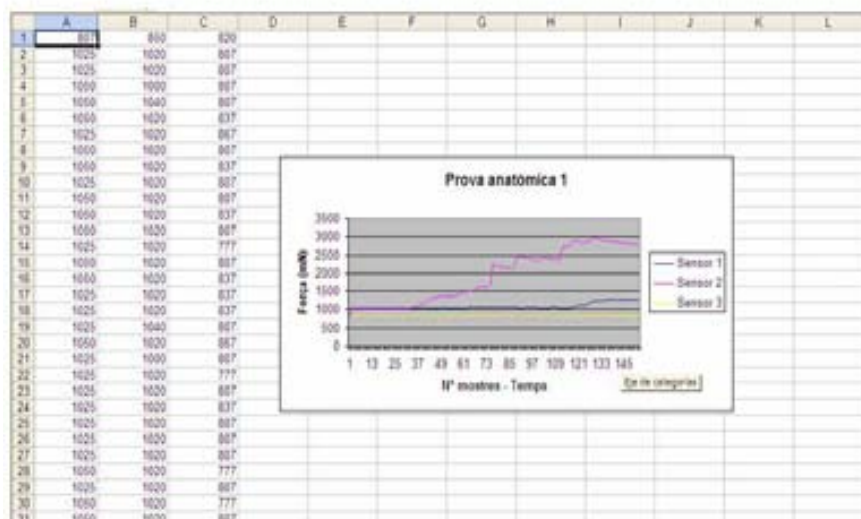


Fig. 44: Document d'excel que registre els valors numèrics de les forces de tensió, a partir dels quals es realitzen les gràfiques.

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. 45). Aquest fet 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 (aproximadament al voltant de 1000gr.), 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 800gr.

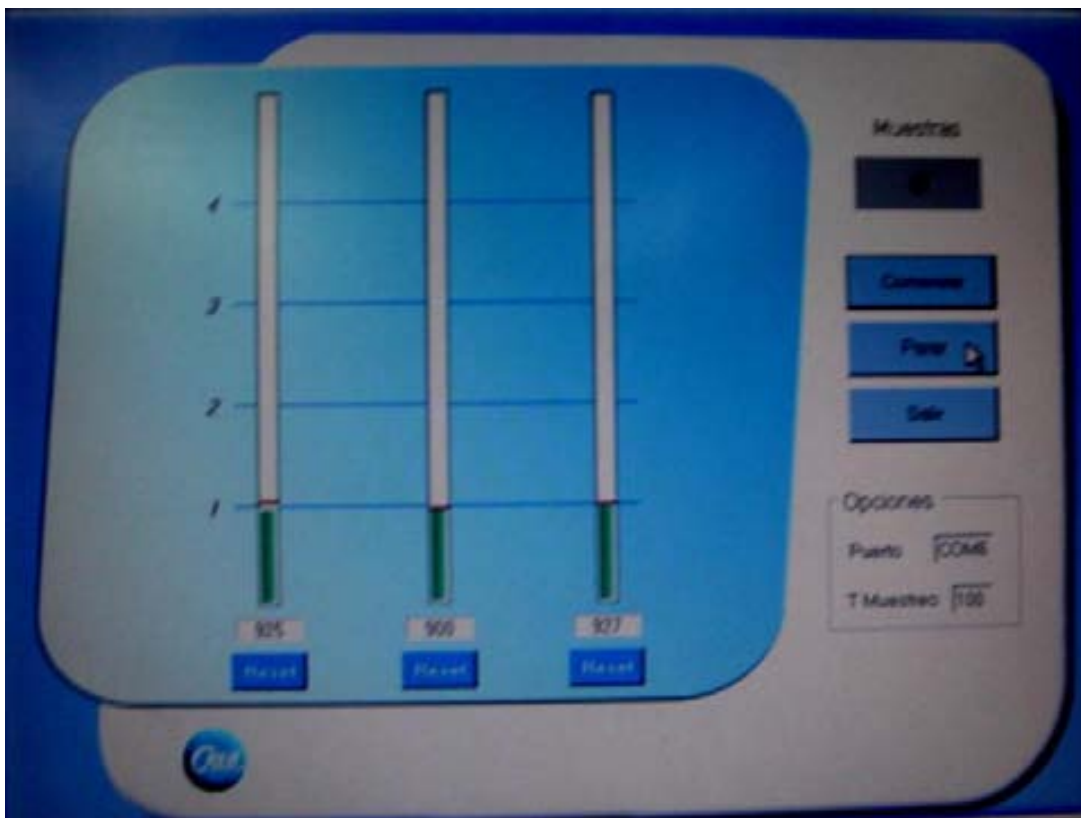


Fig.45: Imatge captada de la pantalla de l'ordinador portàtil que ens mostra el programa que permet veure les tensions de les galgues a temps real mentre es realitzen les diferents proves.

3.3 Estudi dinàmic.

3.3.1 Estructura del muntatge per l'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. Aquest departament va desenvolupar una aplicació robòtica que constava de dues parts, una articulació glenohumeral artificial i una segona part que correspon a un robot que permet aplicar cicle de moviments passius propis de l'espatlla sobre aquesta articulació.

3.3.1.1 Articulació glenohumeral

Es reproduïx una articulació de l'espatlla. Per a la reproducció del model de l'espatlla des del punt de vista biomecànic i anatòmic, és a dir, reproducció d'insercions i tensions, es varen tenir en compte els models d'espatlla prèviament avaluats a la literatura¹⁰¹⁻¹⁰⁷. (Fig. 46)

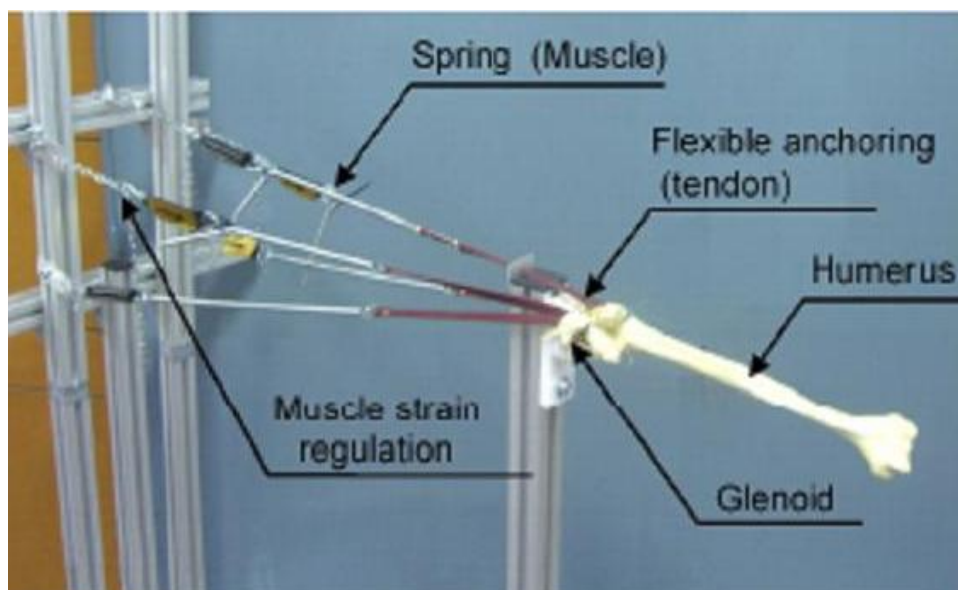


Fig. 46: Reproducció de l'articulació de l'espatlla al laboratori.

Húmer: utilitzem un fantomas (Sawbone[®]) que reproduïx perfectament l'anatomia de l'húmer, sobre el qual es reproduïa la fractura en 4 fragments i es col·locava la pròtesi. 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 una barra metàl·lica que queda fermament ancorada al terra, mitjançant cargols

3.3.1.2 Robot (Fig. 47):

Consta d'un braç articulat que s'ancora a la preparació (a la zona metàfiso-diafisària distal del Sawbone de l'húmer) a mode de pinça. Aquest braç robòtic es pot programar perquè reproduïx 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 reproduïx els moviments.

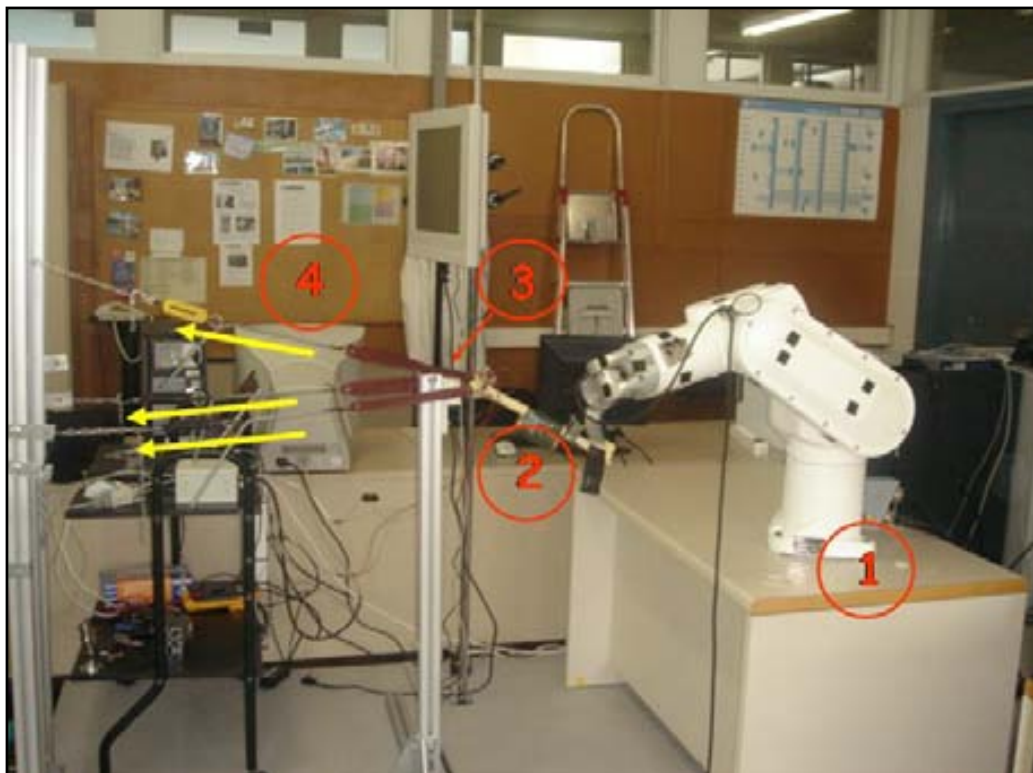


Fig. 47: Estructura del muntatge de l'estudi biomecànic: 1) Robot 2) Fantomas húmer amb la col·locació de les galgues 3) Glenoides 4) Sistema de corretges que substitueixen al manegot, amb direcció i tensió adequades.

3.3.1.2.1 Fitxa tècnica 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 de rehabilitació.

3.3.1.2 Programació del robot

Es va programar el robot perquè realitzés 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.

3.3.2 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 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 versió a la qual col·loquem la pròtesi (Fig. 48).



Fig. 48: Peça metàl·lica que reforça l'ancoratge de la pròtesi i ens permet el control de la versió.

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.

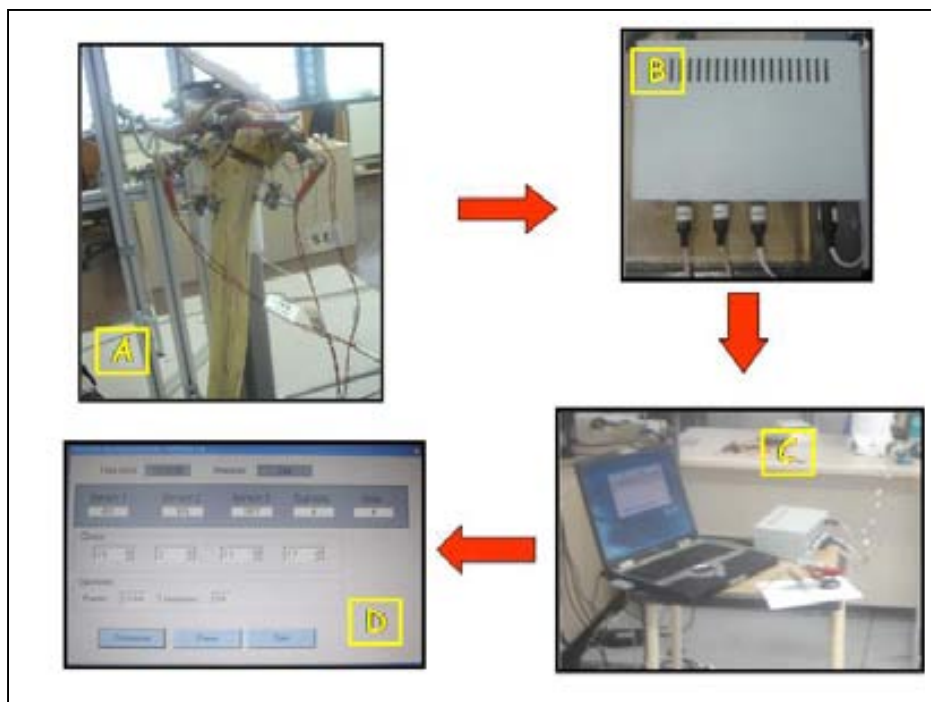


Fig. 49: Esquema d'enregistrament de tensions per l'estudi dinàmic.

Com mostra la Fig.49, 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 condicionador 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 obtenir en el moment que s'està realitzant la prova.

3.3.3 Disseny de les proves realitzades a l'estudi dinàmic.

Es fan les mateixes combinacions que en l'estudi anatòmic, utilitzant un sol fantomas per totes les proves. Es varen realitzar **24 configuracions definitives**: 4 en posició anatòmica, 3 proves amb alçada baixa, 3 proves amb alçada alta, 4 proves amb excés de retroversió (retroversa), 6 proves combinant pròtesi alta i excés de retroversió (retroversa i alta) i 4 proves combinant pròtesi baixa i excés de retroversió (retroversa i baixa).

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 més alta la pròtesi 1 cm i la posició "baixa" enfonsant la pròtesi 1 cm, es va realitzar una osteotomia 1 cm per sota del càlcar (Fig. 50). 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. 50: Variacions de l'alçada de la pròtesi.

La modificació de la versió es va realitzar agafant com a referència el solc bicipital. Es considerà posició anatòmica quan la pestanya posterior de la pròtesi quedava per darrere del solc bicipital 0,5cm i posició retroversa quan es col·locava just anterior de l'esmentat punt anatòmic. També aquestes referències quedaven marcades amb unes línies vermelles dibuixades en l'os per assegurar-nos que en el moment de fer les repeticions de la prova la posició de la pròtesi era sempre la mateixa. A més recordar que es va dissenyar un suplement metàl·lic que anava cargolat a la pestanya posterior i es clavava a l'os per evitar rotació de la pròtesi sobre l'os i evitar que es modifiqués la versió (Fig. 51)

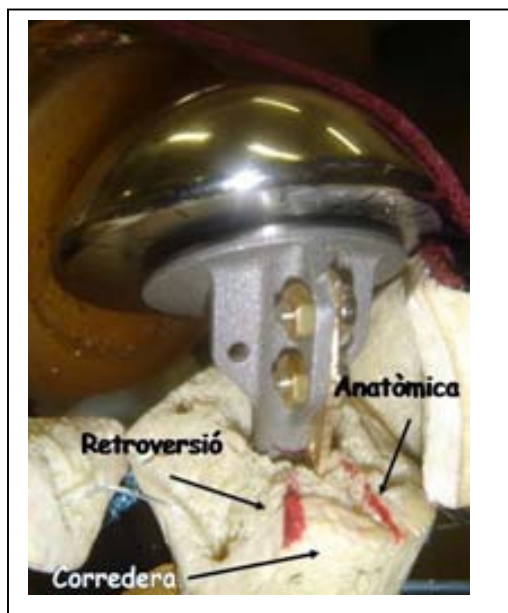


Fig. 51: Variacions de la versió de la pròtesi.

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 treballem 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.52).

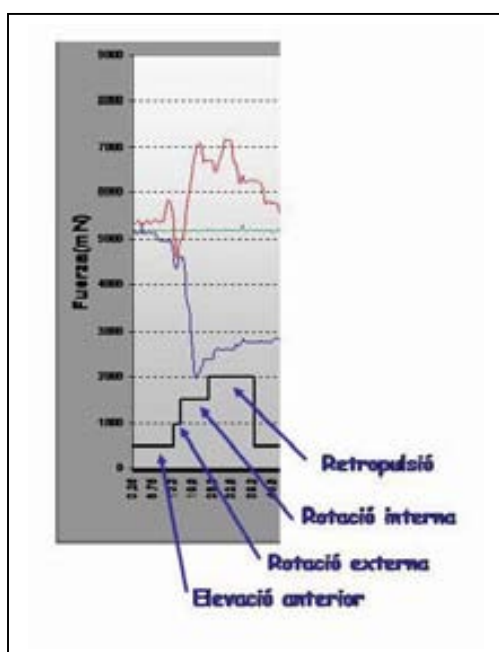


Fig. 52: La part inferior de la gràfica ens marca el temps dels subcicles.

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 (Fig. 53). 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, ens permet quantificar la tensió màxima absorbida per cada sutura en cada fase del cicle i determinar la sutura que més tensió absorbeix o que treballa a més tensió.

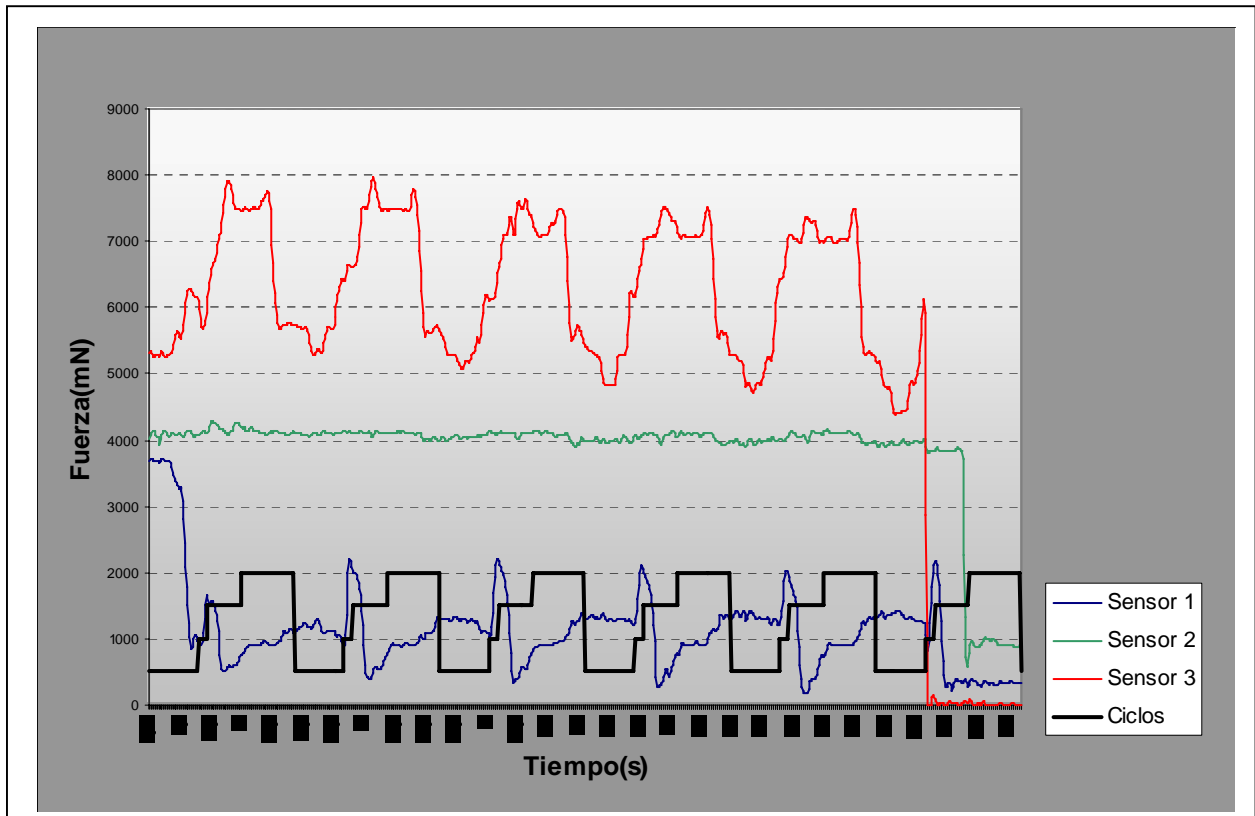


Fig. 53: Gràfica que mostra les corbes de registre de tensions dels tres sensors per a la prova biomecànica. Gràfiques que s'utilitzen per a la interpretació de resultats.

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. 54). La tensió prèvia a la prova necessària per reduir les tuberositats era al voltant dels 1000gr.

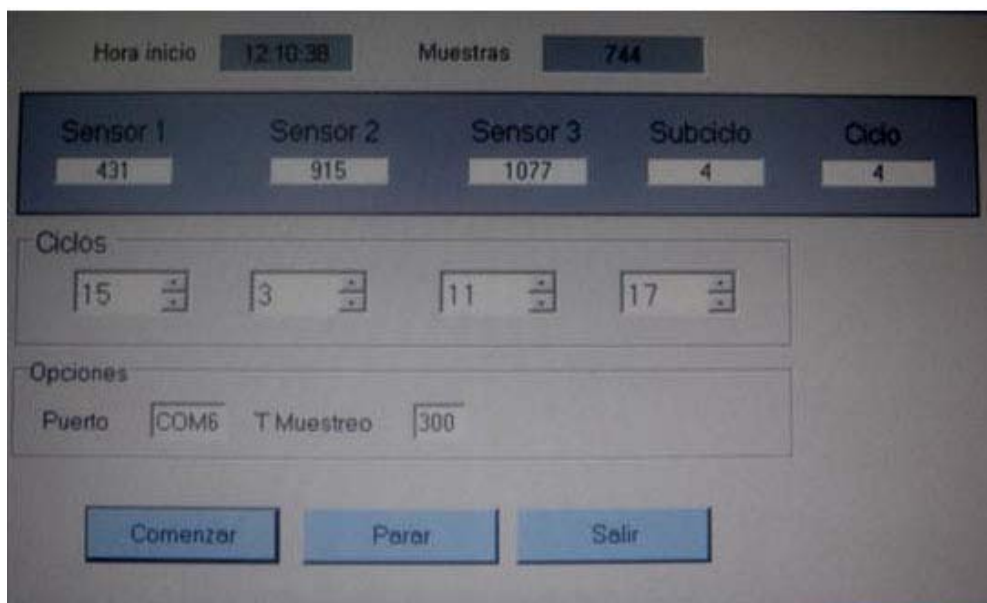


Fig.54: Imatge de la pantalla de l'ordinador portàtil que ens dona la informació de la prova a temps real.

3.3.4 Anàlisi estadística

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.

4. RESULTATS.

4.1. Estudi clínic

La distribució de la mostra de 42 hemiartroplasties indicades en pacients amb fractura del terç proximal de l'húmer, va ser la següent (Taula 1) : 2 casos de fractura en 2 parts de coll anatòmic, 15 casos de fractura en 3 parts, 10 casos de fractura-luxació en tres parts, 6 fractures en 4 parts, 3 fractures-luxació en 4 parts i 6 casos de fractura per impressió.

<i>Tipus de FX</i>	<i>n</i>
2 parts coll anat	2
3 parts	15
3 parts luxació	10
4 parts	6
4 parts luxació	3
Per impressió	6

Taula 1: Distribució de fractures de la mostra

4.1.1 Resultats funcionals.

El valor global mig de l'escala de Constant de la sèrie en el braç afecte va ser de 58,42 (22 – 91) mentre que en l'extremitat contralateral va ser de 80,33 (43 – 95), per tant el valor de l'escala de Constant diferencial entre ambdues extremitats va ser de 23 (4-53).

Si desglossem l'escala de Constant en les seves diferents categories, en quant al dolor la puntuació mitja obtinguda va ser de 11,6 punts (0-15). La categorització del dolor es mostra en la (Taula 2)

<i>Dolor</i>	<i>n</i>	<i>%</i>
- Sense dolor (15)	20	47,6
- Dolor lleu (10)	17	40,4
- Dolor moderat (5)	4	9,5
- Dolor sever (0)	1	2,3

Taula 2: Categoria dolor segons escala de Constant pels malalts de la mostra

En analitzar la categoria d'activitats de la vida diària la puntuació mitja va anar de 15,4 punts sobre un màxim de 20 (4-20). En la següent taula es mostra la distribució de pacients segons la categoria (Posició útil). (Taula 3)

<i>Posició útil</i>	<i>n</i>	<i>%</i>
- Nivell cintura	2	4,7
- Nivell xifoides	4	9,5
- Nivell coll	6	14,2
- Nivell cap	20	47,6
- Per damunt cap	10	23,8

Taula 3: Categoria AVD (posició útil) del Constant.

La puntuació mitja per a cadascuna de les categories del balanç articular va ser, per a l'elevació anterior 6,1 (2-10) (Taula 4) sent en l'extremitat contralateral 8,9 (4-10), per a la abducció 5,6 (2-10) (Taula 5) en l'extremitat contralateral 8,9 (4-10), per a la rotació externa 6 (0-10) (Taula 6) i en l'espatlla contralateral 9,2 (6-10), finalment per a la rotació interna en l'espatlla afecta la puntuació mitja va ser de 6,5 (2-10) (Taula 7) i en l'extremitat contralateral 8,4 (2-10).

<i>Elevació ant.</i>	<i>n</i>	<i>%</i>
- 0-30° (0 punts)	0	0
- 31-60° (2 punts)	2	4,7
- 61-90° (4 punts)	10	23,8
- 91-120° (6 punts)	19	45,2
- 121-150° (8 punts)	4	9,5
- 151-180° (10 punts)	7	16,6

Taula 4: Categoria elevació anterior del Constant

<i>Abducció</i>	<i>n</i>	<i>%</i>
- 0-30° (0 punts)	0	0
- 31-60° (2 punts)	3	7,1
- 61-90° (4 punts)	14	33,3
- 91-120° (6 punts)	15	37,7
- 121-150° (8 punts)	7	16,6
- 151-180° (10 punts)	3	7,1

Taula 5: Categoria Abducció del Constant

<i>Rotació externa</i>	<i>n</i>	<i>%</i>
- Rotació externa nul·la (0p)	2	4,7
- Mà cap colzes davant (2p)	9	21,4
- Mà cap colzes darrere (4p)	1	2,3
- Mà sobre cap colzes davant (6p)	13	30,9
- Mà sobre cap colzes darrere (8p)	9	21,4
- Elevació completa des de cap (10p)	8	19,0

Taula 6: Categoria Rotació externa del Constant

<i>Rotació interna</i>	<i>n</i>	<i>%</i>
- Dors de mà a lateral cuixa (0p)	0	0
- Dors de mà a natja (2p)	3	7,1
- Dors de mà a sacre (4p)	4	9,5
- Dors de mà a cintura (6p)	16	38,0
- Dors de mà a T12 (8p)	16	38,0
- Dors de mà a interescapular T7 (10p)	3	7,1

Taula 7: Categoria Rotació interna del Constant

La força muscular mitja, mesurada en pounds, va ser de 6,8p (2-20), que comparada amb la força mitja de l'extremitat contralateral va ser de 10,8p (6-20). (Taula 8)

<i>Força (pounds)</i>	<i>n</i>	<i>%</i>
- 0-5 p	12	28,5
- 6-10 p	23	54,7
- 11-15 p	6	14,2
- 16-20 p	1	2,3

Taula 8: Categoria Força extremitat afectada.

4.1.2 Resultats Radiològics.

La reducció del troquíter en la RX postoperatòria immediata es va catalogar com bona en 19 pacients, reducció regular en 18 i reducció dolenta en 4 pacients (en un dels pacients de la sèrie no es va realitzar la RX postoperatòria immediata) (Taula 9).

<i>Reducció postop</i>	<i>n</i>	<i>%</i>
-BONA	19	45,2
-REGULAR	18	42,8
-DOLENTA	4	9,5

Taula 9: Reducció postoperatòria troquíter

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 22 pacients, consoliden a posterior 18 pacients i no consoliden 2 pacients (Taula 10).

<i>Consolidació</i>	<i>n</i>	<i>%</i>
-CORRECTA	22	52,3
-POSTERIOR	18	42,8
-ABSENT	2	4,7

Taula 10: Consolidació troquíter

Quant al càlcul de la versió, es obtenir una **retroversió mitja de 11,46° (-23°- 40,5°)**.

En 11 pacients es va obtenir una retroversió entre 20-40°, en 25 pacients entre 0-20° i en

6 pacients es va obtenir anteverció. (Taula 11). A la Taula 12 es mostren els càlculs de retroversió per tota la mostra.

<i>Retroversió</i>	<i>n</i>	<i>%</i>
-20-40°	11	26,1
-0-20°	25	59,5
-ANTEVERSIÓ	6	14,2

Taula 11: Taula versió de l'implant.

4.1.3 Valoració estat de salut.

El valor Euroqol-5D mitjà en aquests pacients segons la Tarifa EVA va ser de 0,66 (0,17 – 1,0) sobre un màxim de 1. En la següent taula s'exposa els valors de les diferents categories de Euroqol-5D, el EQ 1 els valors del qual van de 11111 el millor estat de salut possible a 33333 l'estat de salut amb severos problemes, és a partir d'aquest valor que s'extrapola la tarifa EVA. El EQ 2 que compara l'estat de salut actual amb el dels últims 12 mesos, s'obté que 7 pacients (16,6%) expressen una millora, 20 pacients (47,6%) presenten un estat de salut igual a l'anterior i 15 (35,7%) refereixen un empitjorament. Finalment el EQ 3 que avalua l'estat de salut segons una escala analògica visual, s'obté un resultat mig de 63,8. (Taula 13)

PRÒTESI Nº	PACIENT	RETRO 1	RETRO 2	RETRO M
1	A.F.M	8	6	7
2	A.P.J	12	9	10,5
3	A.M.R	10	10	10
4	B.D.M	39	42	40,5
5	B.V.J	7	7	7
6	B.M.E	12	12	12
7	B.M.E	17	17	17
8	B.C.M	6	6	6
9	D.S.A	-23	-23	-23
10	D.P.V	41	41	41
11	D.B.P	24	23	23,5
12	F.C.I	10	3	6,5
13	F.G.J	14	14	14
14	G.C.A	22	22	22
15	G.E.M	10	11	10,5
16	G.C.M	13	13	13
17	G.R.V.	25	26	25,5
18	J.G.S	-10	-10	-10
19	M.M.A	9	13	11
20	M.S.A	17	14	15,5
21	N.A.C	19	15	17
22	N.T.A	21	21	21
23	O.M.M	3	2	2,5
24	P.C.R	12	11	11,5
25	R.H.L	-16	-18	-17
26	R.L.A	23	23	23
27	R.G.M	16	17	17,5
28	S.M.L	8	4	6
29	S.M.C	-13	-14	-13,5
30	T.M.M	3	2	2,5
31	V.P.M	24	25	24,5
32	V.L.A	18	13	15,5
33	R.F.M	2	11	6,5
34	C.B.P	4	11	7,5
35	M.G.A	13	14	13,5
36	L.P.A	7	7	7
37	M.G.C	21	22	21,5
38	C.C.M	34	36	35
39	I.V.F	-7	-7	-7
40	F.A.M	10	8	9
41	A.A.M	23	22	22,5
42	P.B.J	-2	-6	-4

Taula 12: Càlcul de la versió de l'implant en els malalts de la nostra mostra

PRÒTESI Nº	PACIENT	EQ 1	EQ 2	EQ 3	TARIFA EVA
1	A.F.M	11111	1	55	1
2	A.P.J	11111	1	95	1
3	A.M.R	22111	3	55	0,6589
4	B.D.M	22233	3	40	0,1703
5	B.V.J	11111	2	65	1
6	B.M.E	11121	2	75	0,7902
7	B.M.E	11121	2	75	0,7902
8	B.C.M	11222	2	100	0,6839
9	D.S.A	21122	3	75	0,6493
10	D.P.V	22111	2	100	0,6589
11	D.B.P	11112	2	60	0,7986
12	F.C.I	11111	2	80	1
13	F.G.J	11111	2	55	1
14	G.C.A	22122	2	50	0,5481
15	G.E.M	22221	3	50	0,5442
16	G.C.M	22221	2	60	0,5442
17	G.R.V.	22122	3	75	0,5481
18	J.G.S	11221	1	65	0,7351
19	M.M.A	21111	2	65	0,7601
20	M.S.A	21223	2	50	0,3311
21	N.A.C	22223	3	50	0,2299
22	N.T.A	12111	3	40	0,7486
23	O.M.M	11122	1	70	0,739
24	P.C.R	21223	3	65	0,3311
25	R.H.L	11221	2	75	0,7351
26	R.L.A	11231	3	50	0,4636
27	R.G.M	11122	2	70	0,739
28	S.M.L	11123	1	70	0,4759
29	S.M.C	11212	2	50	0,7435
30	T.M.M	11111	3	55	1
31	V.P.M	11222	2	75	0,6839
32	V.L.A	12221	2	50	0,6339
33	R.F.M	11121	2	50	0,7902
34	C.B.P	11121	1	75	0,7902
35	M.G.A	12121	1	80	0,689
36	L.P.A	21132	3	50	0,3768
37	M.G.C	11112	3	80	0,7986
38	C.C.M	11121	3	60	0,7902
39	I.V.F	21211	2	60	0,705
40	F.A.M	11121	2	55	0,7902
41	A.A.M	22333	3	35	0,1152
42	P.B.J	11131	3	70	0,5187

Taula 13: Resultats estudi qualitat de vida amb EuroQol-5D.

4.1.4 Estudi estadístic de contrast de 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, qualitat de vida (tarifa EVA), reducció postoperatòria (RX), consolidació TG (TAC) i retroversió.

D'aquestes variables es consideren amb distribució **normal**: edat, força, retroversió, puntuació Constant i tarifa EVA. 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: $69,3\pm 15,04$) i Dones $54,5\pm 15,76$). I diferències en quant a força ($p<0,001$) millor en homes que en dones (Homes: $10,1(4,3)$ i dones: $5,6(2,3)$).

També es va realitzar una anàlisi bivariada per les variables, 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 retroversió (en tres categories), i no es van trobar cap diferència significativa.

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 (Taula 14)

	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 14: Prova ANOVA que compara l'escala Constant i la consolidació troquíter.

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 15).

TAC: TG * RX simple Crosstabulation

		RX simple			Total
		1	2	3	
TAC: 1	Count	14	7	0	21
	% within RX simple	73,7%	38,9%	,0%	51,2%
TG 2	Count	5	10	3	18
	% within RX simple	26,3%	55,6%	75,0%	43,9%
3	Count	0	1	1	2
	% within RX simple	,0%	5,6%	25,0%	4,9%
Total	Count	19	18	4	41
	% within RX simple	100,0%	100,0%	100,0%	100,0%

Taula 15: Taula de concordança per a la variable reducció postoperatòria (Rx Simple) i la variable consolidació tuberositat gran (TAC TG).

Si a la variable RX li donem el valor 1 per a reducció postoperatòria bona, 2 regular y 3 dolenta, i 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 19 pacients la reducció inicial dels quals va ser correcta en el postoperatori immediat, 14 van

consolidar correctament i 5 a posterior. A la segona columna, els 18 pacients en qui es va obtenir una reducció regular postoperatòria, 7 van consolidar correctament i 10 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 una anàlisi de la variança (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).

En comparar la variable EuroQol-5D (test de percepció de salut) amb la variable consolidació tuberositat gran (TAC) segons un anàlisi de la variança no es van trobar diferències significatives (p 0,625) (Taula 16), tampoc es van trobar correlacions estadísticament significatives (segons el coeficient de correlació Spearman per variables quantitatives) en comparar la variable EuroQol-5D amb l'escala de Constant amb totes les seves categories.

	ANOVA	Significació
EVA	,476	,625

Taula 16: Anàlisi de la variança per a les variables EuroQol (Tarifa EVA) i consolidació tuberositat gran

En considerar tres categories per a la variable versió protèsica: retroversió entre 20 i 40°, retroversió entre 0 i 20° i anteversió superior a 0°, els valors de l'escala de Constant varen ser 58.2 , 60.7 i 49.17 respectivament. S'obté un major valor de Constant pels malalts que tenen una retroversió entre 0 i 20° i marcadament pitjor pels malalts que es va col·locar la pròtesi en anteversió, malgrat tampoc es van trobar diferències estadísticament significatives (p=0,324) ni una correlació lineal entre aquestes variables

(Taula 17). Tampoc es van trobar diferències significatives en comparar la versió amb les diferents categories de l'escala Constant (dolor, activitats vida diària, elevació anterior, abducció, rotació externa, rotació interna i força)

Descriptiu

	RETROV	n	Mitja
Versió/Constant	20 – 40°	11	58.4
	0 – 20°	25	60,7
	versió < 0°	6	49.1

Anàlisi de la varianza

	F	Significació
Versió/Constant	1,161	,324

Taula 17: Anàlisi de la varianza per a les variables Constant i versió (3 categories).

Si comparem la variable versió protèsica i consolidació de la tuberositat gran mitjançant una taula de contingència (Taula 18). Observem que els pacients amb versió entre 0 i 20 presenten una consolidació a lloc de la tuberositat gran en un 48% i els malalts amb versió entre 20 i 40° consoliden a lloc en el 54,5%,. Dels 6 malalts que es va col·locar la hemiartroplàstia en anteversió 4, el 66,7% consoliden a lloc. No es troben diferències estadísticament significatives.

Crosstab

			TAC: TG			Total
			1	2	3	
RetroM_3c	.00 <0	Count	4	0	2	8
		% within RetroM_3c	66,7%	.0%	33,3%	100,0%
	1,00 0 a 20	Count	12	13	0	25
		% within RetroM_3c	48,0%	52,0%	.0%	100,0%
	2,00 >20	Count	6	5	0	11
		% within RetroM_3c	54,5%	45,5%	.0%	100,0%
Total		Count	22	18	2	42
		% within RetroM_3c	52,4%	42,9%	4,8%	100,0%

Taula 18: Taula de contingència que compara la variable versió (3 categories) i consolidació de la tuberositat gran

Si comparem la mateixa variable versió protèsica en 3 categories amb la reducció de la tuberositat gran en la Rx postoperatòria i ho fem amb una taula de contingència trobem els següents resultats (Taula 19). Malalts amb versió entre 0 i 20° 50% tenen una reducció correcta, i en els que presenten una versió de 20° a 40° 45% la reducció és correcta, i en canvi en malalts amb anteversió la reducció correcta s'obté en el 33%. Hem de tenir en compte que un tant per cent important de cel·les d'aquestes taules de contingència tenen una n<5, número mínim que es necessita per aconseguir un estudi estadístic acurat.

Crosstab

			RX simple			Total
			1	2	3	
RetroM_3c	.00 <0	Count	2	3	1	8
		% within RetroM_3c	33,3%	50,0%	16,7%	100,0%
	1,00 0 a 20	Count	12	9	3	24
		% within RetroM_3c	50,0%	37,5%	12,5%	100,0%
	2,00 >20	Count	5	6	0	11
		% within RetroM_3c	45,5%	54,5%	.0%	100,0%
Total		Count	19	18	4	41
		% within RetroM_3c	46,3%	43,9%	9,8%	100,0%

Taula 19: Taula de contingència que compara la variable versió (3 categories) i reducció postoperatòria de la tuberositat gran.

4.2. Estudi estàtic.

A l'estudi estàtic hem obtingut un total de 48 gràfiques de tensió, 12 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 TENSÍO**, 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 executar i repetir tots els passos de forma 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)Luxació/subluxació del muntatge.

A l'apartat Annexes (gràfiques estudi estàtic), es troben totes les gràfiques de cadascuna de les proves realitzades.

4.2.1 Càlcul tensió mitja global dels sensors

Hem calculat la diferència de tensió que absorbeix de mitja cadascuna de les sutures a la totalitat de proves (Fig. 55), 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.

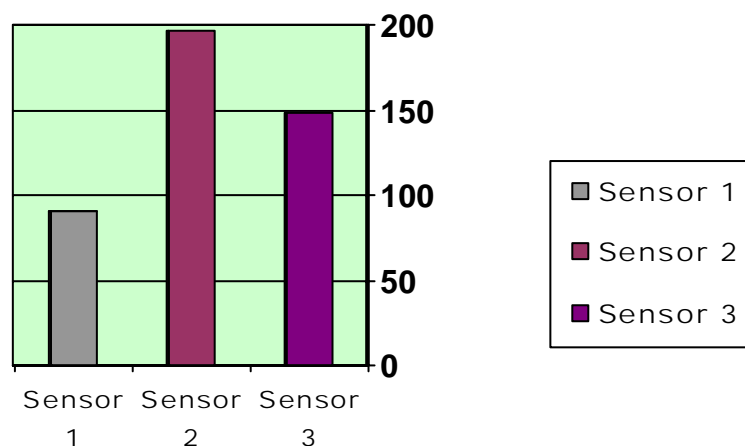


Fig. 55: Gràfic que mostra la mitjana d'absorció de tensions per cada sensor en el global de les proves.

4.2.2 Càlcul tensió mitja sensors per les diferents configuracions

Donat que en la majoria de les proves el SENSOR 1 manté les seves tensions constants, hem mesurat com treballen les sutures tuberositat petita- tuberositat gran (SENSOR 2) i tuberositat gran i diàfisi (SENSOR 3) a les diferents configuracions (Fig. 56).

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.

RETROVERSA:

Sensor 2: 112,5 gr.

Sensor 3: 85,37 gr.

RETROVERSA I ALTA:

Sensor 2: 250,87 gr.

Sensor 3: 126 gr.

RETROVERSA I BAIXA:

Sensor 2: -40 gr.

Sensor 3: 167,5 gr.

Per ordre el sensor 2 absorbeix més tensió a la configuració 1)anatòmica, després 2)retroversa i alta, 3)baixa, 4)alta, 5)retroversa i 6)retroversa i baixa.

I el sensor 3 absorbeix més tensió a la configuració 1)alta, 2)anatòmica, 3)retroversa i alta, 4)retroversa i baixa, 5) retroversa i 6)configuració baixa.

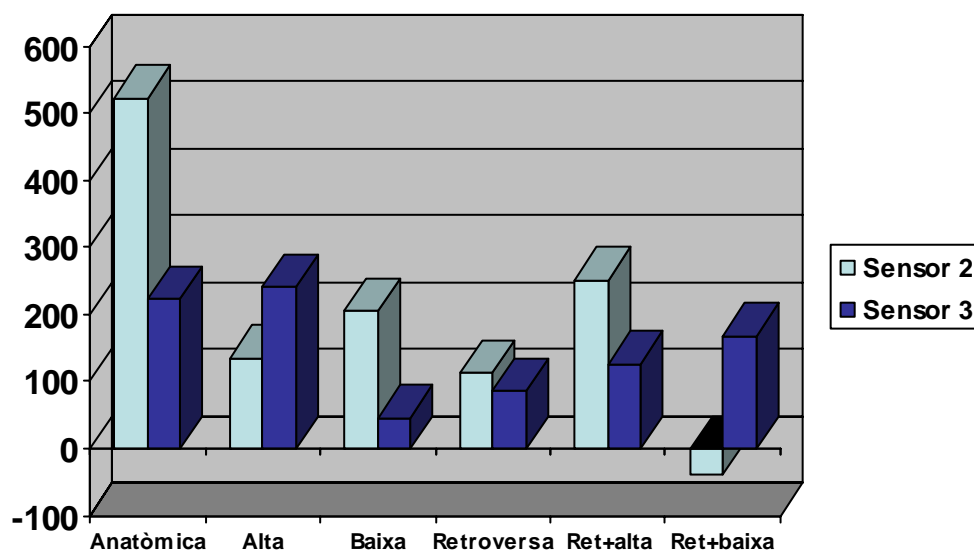


Fig. 56: Gràfic que mostra la distribució de tensions per configuracions. A l'eix d'ordenades es troba la tensió mesurada en grams i a l'eix d'abscisses les configuracions.

4.2.3 Ruptura de la sutura.

En quant a la ruptura de la sutura, han hagut 6 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), Retroversa i alta (1 cas) i Retroversa i baixa (2 casos).

I s'han produït 5 casos de ruptura de la sutura entre tuberositat gran i diàfisi (SENSOR 3) a les següents configuracions: Baixa (1 cas), Retroversa (1 cas), Retroversa i alta (1 cas) i retroversa i baixa (2 casos).

En total, les configuració que acumula més casos de trencament de sutura és la RETROVERSA I BAIXA (4 casos), i després la configuració BAIXA (3 casos).

4.2.4 Exclusió del resultat de 2 cadàvers.

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. Hem analitzat els mateixos resultats excloent aquests 2 cadàvers (24 proves).

4.2.4.1 Càlcul tensió mitja global dels sensors

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

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.

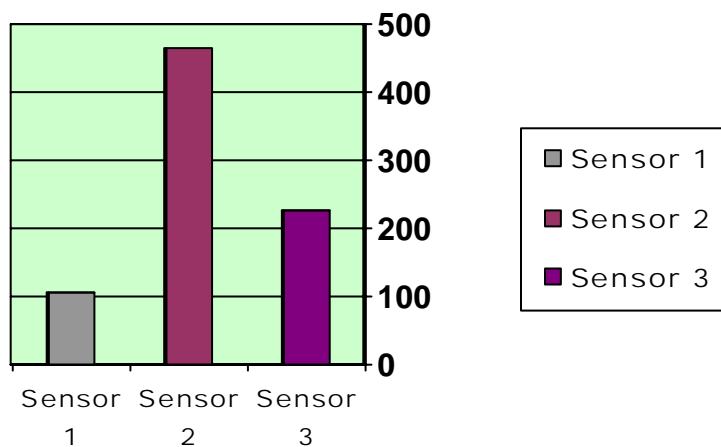


Fig. 57: Gràfic que mostra la mitja d'absorció de tensions per cada sensor en el global de les proves(exclusió de 2 cadàvers).

4.2.4.2 Càlcul tensió mitja per les diferents configuracions

Absorció de tensió dels sensors per les diferents configuracions (Fig. 58):

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.

RETROVERSA:

Sensor 2: 225 gr.

Sensor 3: 85,37 gr.

RETROVERSA I ALTA:

Sensor 2: 251,75 gr.

Sensor 3: 222 gr.

RETROVERSA I BAIXA:

Sensor 2: -285 gr.

Sensor 3: 357,5 gr.

En aquest cas, per ordre el sensor 2 absorbeix més tensió a la configuració 1)anatòmica, després 2) alta, 3) baixa, 4) retroversa i alta 5) retroversa i 6) retroversa i baixa.

I el sensor 3 absorbeix més tensió a la configuració 1) retroversa i baixa, 2) alta, 3) retroversa i alta, 4)anatòmica, 5) baixa, i 6) retroversa.

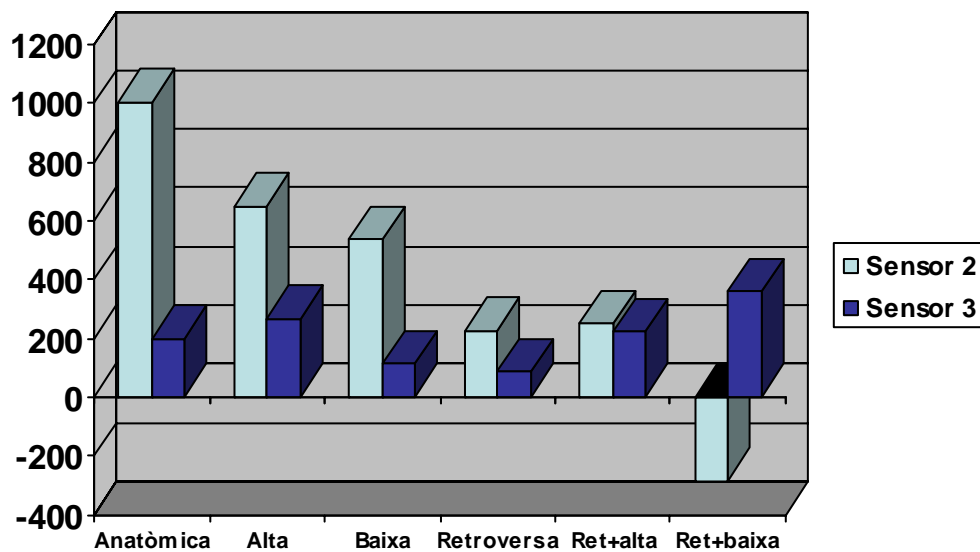


Fig. 58: Gràfic que mostra la distribució de tensions per configuracions. A l'eix d'ordenades es troba la tensió mesurada en grams i a l'eix d'abscisses les configuracions (exclusió de 2 cadàvers).

4.2.4.3 Ruptura de la sutura

S'han produït 8 casos de ruptura de sutura, 4 casos de la sutura tuberositat petita-tuberositat gran (SENSOR 2) (Fig. 59): configuració alta (1 cas), baixa (1 cas), retroversa i baixa (2 casos) , i 4 casos ruptura de sutura tuberositat gran - diàfisi (SENSOR 3): configuració baixa (1 cas), retroversa (1 cas), retroversa i alta (1 cas), i retroversa i baixa (1 cas).

En aquest cas la configuració que té més ruptures de sutura és RETROVERSA I BAIXA (3 casos) i seguida de la configuració BAIXA (2 casos).

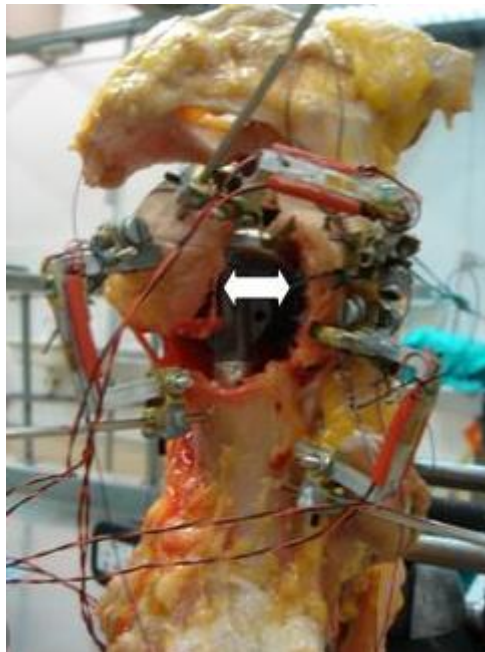


Fig. 59: Ruptura de la sutura entre tuberositat petita i gran (fletxa blanca)

4.3. Estudi dinàmic.

Els resultats en l'estudi dinàmic s'interpreten mitjançant una sèrie de mesures sobre les gràfiques obtingudes: 1) la tensió absorbida per les sutures a cadascuna de les parts del cicle mesurada com a "diferència de tensió". 2) Estudi dels cicles: "fenomen d'encaix" i els seus patrons, el número de cicles que es produeixen per a cadascuna de les proves, i la ruptura de la sutura al final del cicle.

4.3.1. Càlcul de la 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. (Fig. 60)

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).

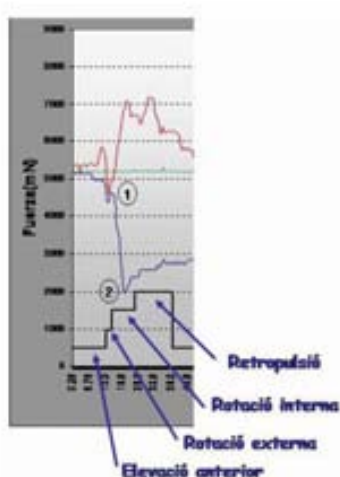


Fig.60: Exemple de càlcul de la diferència de tensió per al sensor 1 en rotació interna, diferència entre el punt 1 i 2.

4.3.2. Descripció de l'estudi dels cicles i fenomen d'encaix

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. 61)

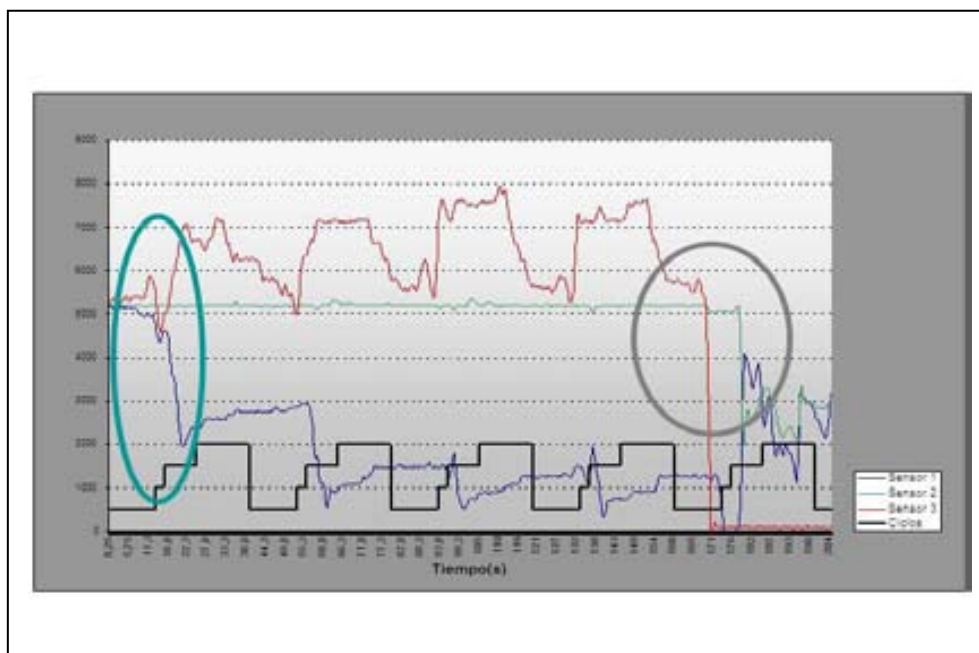


Fig. 61: Encerclat de verd es mostra el fenomen d'encaix i encerclat de gris el moment on es trenca la sutura.

A més a més, vam observar que hi havia diferents patrons d' aquest fenomen pel sensor 1 i pel sensor 3 (Fig. 62). En el sensor 2 no es produeix aquest fenomen ja que la corba es pràcticament plana en totes les proves.

Anomenem patró 1 a una corba ascendent, patró 2 a una corba descendent, patró 3 a una doble corba i patró 4 a una corba plana.

Sensor 1 : patrons 2,3 i 4

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

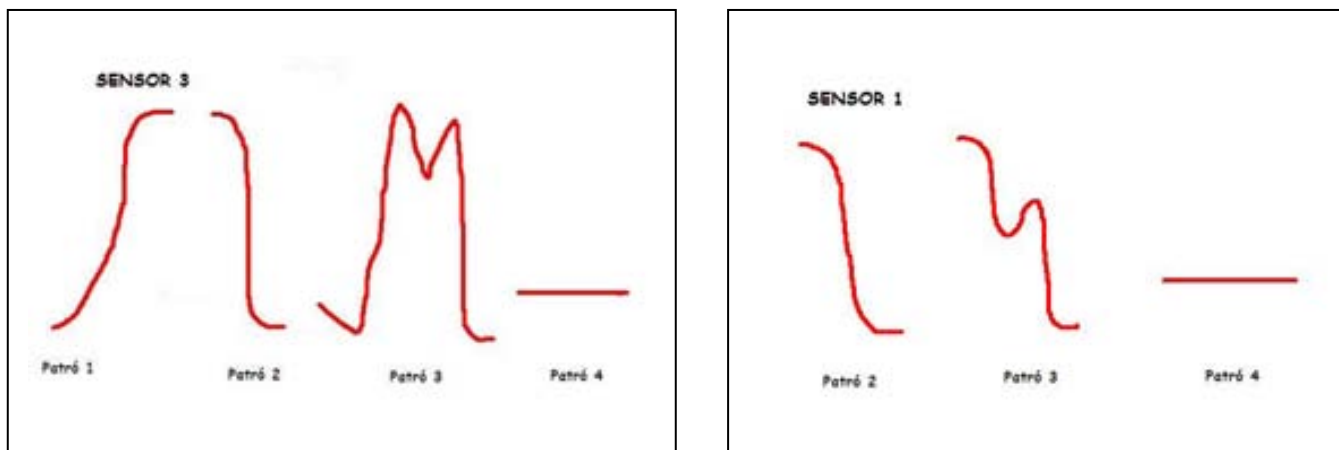


Fig. 62: Morfologia dels patrons del fenomen d'encaix pel sensor 1 i sensor 3.

4.3.3 Gràfiques

A l'apartat annexes (gràfiques estudi dinàmic) trobem totes les gràfiques obtingudes per a cada prova de l'estudi dinàmic i el càlcul de les mesures prèviament esmentades.

4.3.4 Anàlisi resultat de les gràfiques.

4.3.4.1 Fenomen d'encaix.

4.3.4.1.1 Patrons

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). En canvi el patró per al sensor 1 que més freqüentment s'associa a ruptura de sutura és el patró 2 (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 (Taula 20) ens mostra que el patró 3 es dona a 16 de les 24 configuracions (66,6%), en canvi el patró que s'associa a un tant per cent més important de ruptura de sutura (85,5%) és el patró 2. Aquest patró 2 es dona pel sensor 1 a les configuracions Anatòmica 1,2,3 i 4, i a les configuracions Retroversa i Baixa 2,3 i 4.

			Trencament sutura		Total
			,00 No	1,00 Si	
S1/MORF	2	Count	1	6	7
		% within S1/MORF	14,3%	85,7%	100,0%
	3	Count	6	10	16
		% within S1/MORF	37,5%	62,5%	100,0%
	4	Count	0	1	1
		% within S1/MORF	,0%	100,0%	100,0%
Total		Count	7	17	24
		% within S1/MORF	29,2%	70,8%	100,0%

Taula 20: Taula de contingència que ens relaciona els patrons del sensor 1 en el fenomen d'encaix amb la ruptura de la sutura al final de la prova.

En quant al sensor 3, utilitzant la mateixa taula de contingència (Taula 21) observem que el patró més freqüent és el patró 2 (corba descendent) que es dona en 11 de les 24 configuracions (45,8%). En canvi és el patró 4 el que s'associa a un 100% de trencament de sutura. També el patró 1 però amb només 3 casos.

Aquest patró 4 es dona a les tres configuracions baixes Baixa 1, 2 i 3, a la configuració Retroversa 4 i a la configuració Retroversa i Baixa 1,2 i 4.

			Trencament sutura		Total
			,00 No	1,00 Si	
S3/MORF	1	Count	0	3	3
		% within S3/MORF	,0%	100,0%	100,0%
	2	Count	6	5	11
		% within S3/MORF	54,5%	45,5%	100,0%
	3	Count	1	2	3
		% within S3/MORF	33,3%	66,7%	100,0%
	4	Count	0	7	7
		% within S3/MORF	,0%	100,0%	100,0%
Total		Count	7	17	24
		% within S3/MORF	29,2%	70,8%	100,0%

Taula 21: Taula de contingència que ens relaciona els patrons del sensor 3 en el fenomen d'encaix amb la ruptura de la sutura al final de la prova.

4.3.4.1.2 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 -1957,12 mN i que la diferència de tensió mitja pel sensor 3 és de -375,95 mN.

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 diagrama de caixa que mostra la relació entre les variables tensió al Sensor 3 al fenomen d'encaix i la configuració, i no mostra diferències significatives entre elles (Fig. 63).

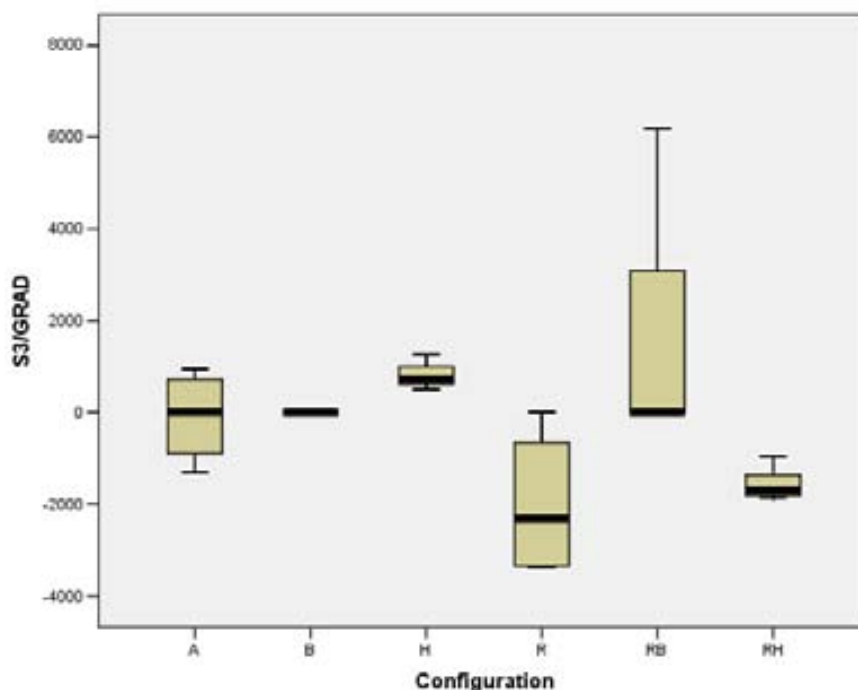


Fig. 63: Diagrama de caixa de la tensió al sensor 3 en el fenomen d'encaix per a cadascuna de les configuracions.

Hem intentat buscar diferències significatives quan comparem dos configuracions entre elles mitjançant Test de Mann-Whitney. Així hem comparat la configuració anatòmica amb la resta de configuracions, amb la configuració baixa ($p=1,000$), amb la configuració alta ($p=0,157$), amb la configuració retroversa ($p=0,083$), amb la

configuració retroversa i baixa ($p=0,554$) i amb la configuració retroversa i alta ($p=0,019$). Únicament trobem una p significativa en comparar la anatòmica i la configuració retroversa i alta.

4.3.4.2 Cicles.

4.3.4.2.1 Ruptura de sutura

Si analitzem quina és la sutura que trenca en el major número de configuracions trobem que és la sutura entre tuberositat gran i diàfisi (sensor 3) la que trenca en 16 de les 24 configuracions (66,6%). Les configuracions en les quals aquesta sutura trenca en el 100% de les proves són: la configuració BAIXA i la combinació BAIXA I RETROVERSA. I és en la configuració BAIXA I RETROVERSA quan ho fa d'una forma ràpida en el 1º i 2º cicle (Taula 22). 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 combinació excés de retroversió i baixa.

	TRENÇA	Nº CICLES
A1	3	4
A2	3	33
A3	3	5
A4	0	
H1	3	6
H3	0	
H4	3	3
B1	3	6
B2	3	3
B3	3	6
R1	3	9
R2	0	
R3	0	
R4	3	7
RH1	2	2
RH2	0	
RH3	0	
RH4	0	
RH5	3	12
RH6	3	10
RB1	3	2
RB2	3	1
RB3	3	1
RB4	3	1

Taula 22: Taula que mostra quina és la sutura que trenca i en quin cicle ho fa, per cadascuna de les configuracions

4.3.4.2.2 Diferència de tensió.

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*: -120,2 mN, en la *Rotació externa*: 610,75mN, en la *Rotació interna*: -1128,5 mN i en la *Retropulsió*: 300,04 mN.

En canvi el **Sensor 3** absorbeix de mitja en l' *Elevació anterior*: -88,37 mN, en la *Rotació externa*: 383,66mN, en la *Rotació interna*: 199 mN i en la *Retropulsió*: -118,25 mN. (Fig. 64)

Així podem dir que en l'elevació anterior el sensor 3 absorbeix més tensió encara que amb poca diferència, en rotació externa és el sensor 1 el que més tensions absorbeix (quasi el doble), 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.

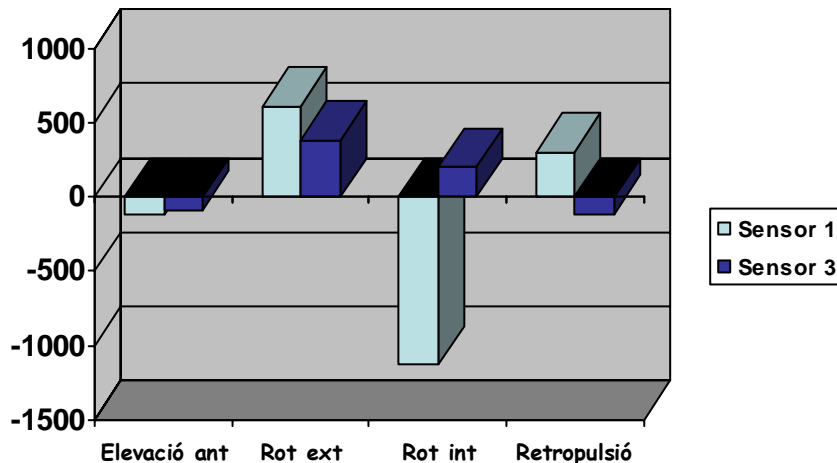


Fig. 64: Gràfica que mostra la tensió absorbida pels sensors 1 i 3 de mitja (ordenades - mN) als diferents subcicles (abscisses).

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 ($p=0,008$).

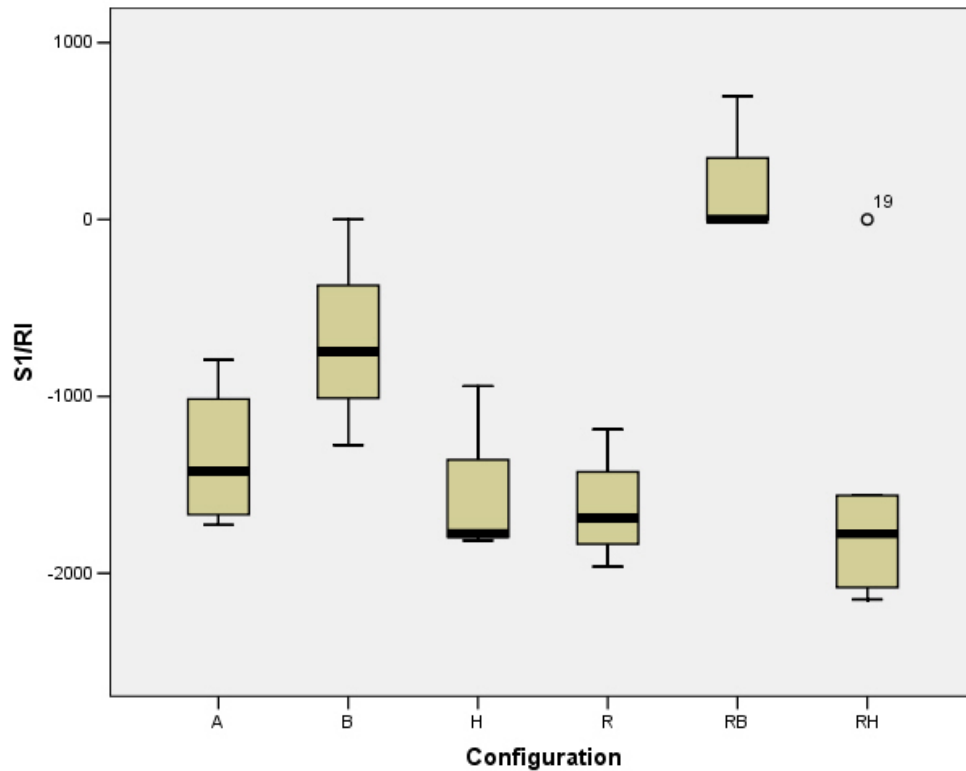


Fig. 65: Diagrama de caixa de les tensions al sensor 1 en rotació interna per a cadascuna de les configuracions.

El Boxplot ens indica el comportament de les tensions del Sensor 1 en Rotació interna per a les diferents configuracions, sense trobar diferències significatives entre elles (Fig. 65).

Analitzem i comparem la configuració Anatòmica amb el resto de configuracions per veure si trobem diferències significatives mitjançant una prova de Mann-Whitney. En comparar Anatòmica amb la configuració Baixa $p=0,157$, amb configuració Alta $p=0,289$, amb Retroversa $p=0,386$, amb la configuració **Retroversa i Baixa** $p=0,018$ i amb Retroversa i Alta $p=0,286$.

Únicament trobem significació estadística quan comparem Anatòmica i Retroversió i Baixa, tenint en compte que el nivell de significació és $p<0,03$ en base al criteri de Bonferroni per a 5 comparacions.

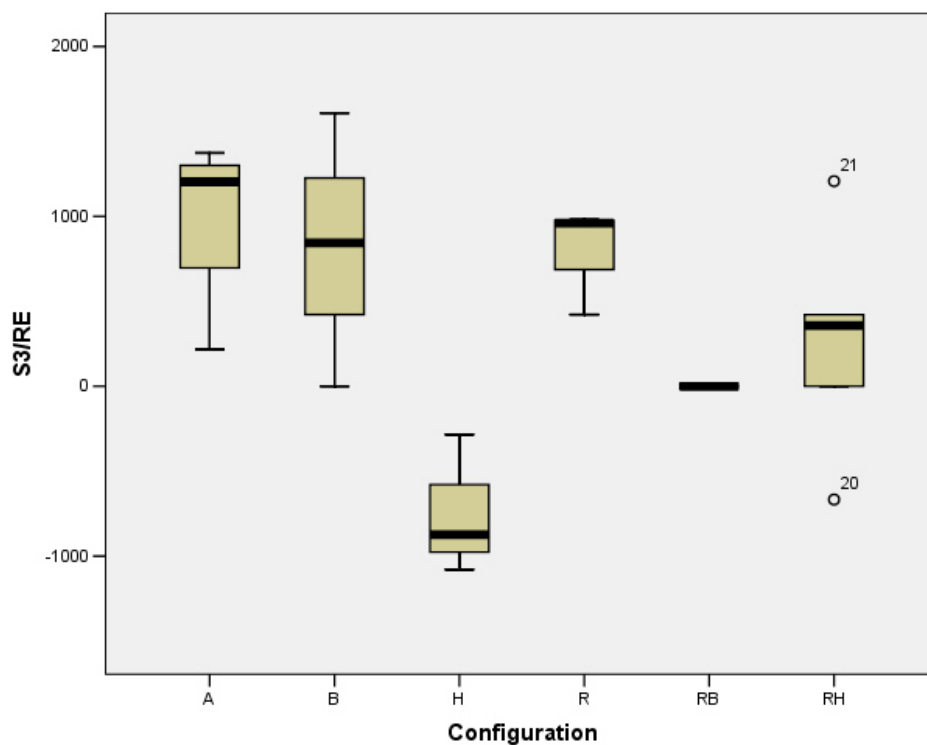


Fig. 66: Diagrama de caixa de les tensions al sensor 3 en rotació externa per a cadascuna de les configuracions

El Boxplot ens indica el comportament de les tensions del Sensor 3 en Rotació externa per a les diferents configuracions, sense trobar diferències significatives entre elles (Fig. 66).

Fem la mateixa anàlisi, comparant Anatòmica amb el resto de configuracions. Amb la configuració Baixa $p=0,724$, amb configuració Alta $p=0,034$, amb retroversa $p=0,248$, amb **Retroversa i Baixa** $p=0,014$ i amb Retroversa i Alta $p=0,136$.

Per les tensions en Rotació Externa del Sensor 3 trobem diferències significatives en la configuració Retroversa i Baixa i marginalment significatives en la configuració Alta. Hem de tenir en compte que les tensions a la configuració Retroversa i Baixa en Rotació Externa són pràcticament 0 ja que no s'arriba a completar un cicle sencer perquè la sutura es trenca abans de que finalitzi el primer cicle en 3 de les 4 proves d'aquesta configuració.

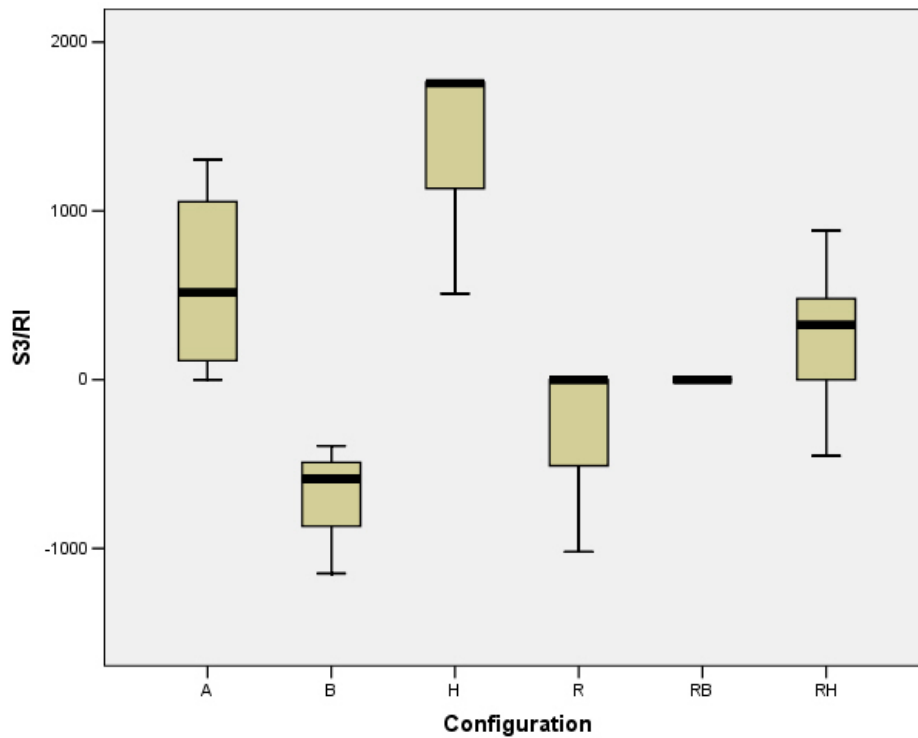


Fig. 67: Diagrama de caixa de les tensions al sensor 3 en rotació interna per a cadascuna de les configuracions.

El Boxplot ens indica el comportament de les tensions del Sensor 3 en Rotació interna per a les diferents configuracions, on tampoc es troben diferències significatives entre elles (Fig. 67) .

En comparar la configuració Anatòmica amb el resto de configuracions obtenim la següent significació estadística: amb la Baixa $p=0,034$, amb la Alta $p=0,157$, amb la Retroversa $p=0,046$, amb Retroversa i Baixa $p=0,047$ i amb Retroversa i Alta $p=0,454$.

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.

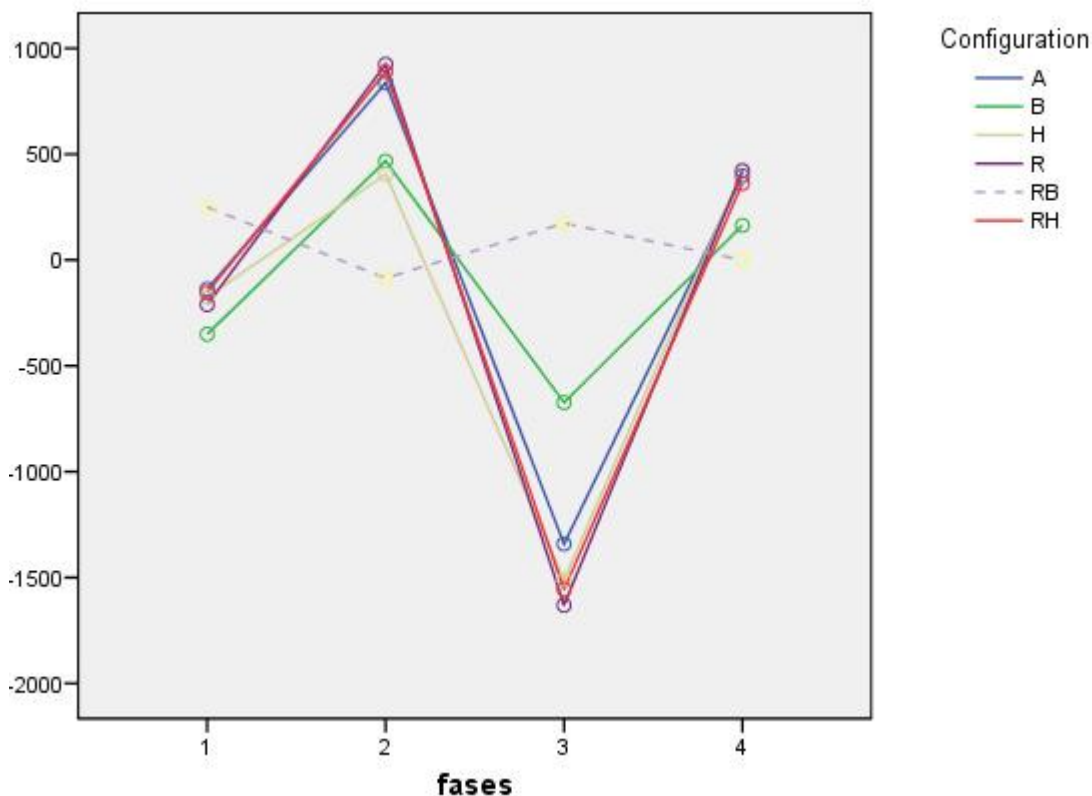


Fig. 68: Gràfica que mostra el comportament de les tensions del sensor 1 a les diferents fases del cicle per a cadascuna de les configuracions.

Aquesta gràfica (Fig. 68) 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, R= Retroversa, RH= Retroversa i Alta i RB= Retroversa i Baixa)

De manera que podem veure que les diferents configuracions no modifiquen el comportament de les tensions per cada fase del cicle, totes segueixen un mateix model excepte la gràfica que correspon a la configuració Retroversió i Baixa (gràfica amb la línia discontinua).

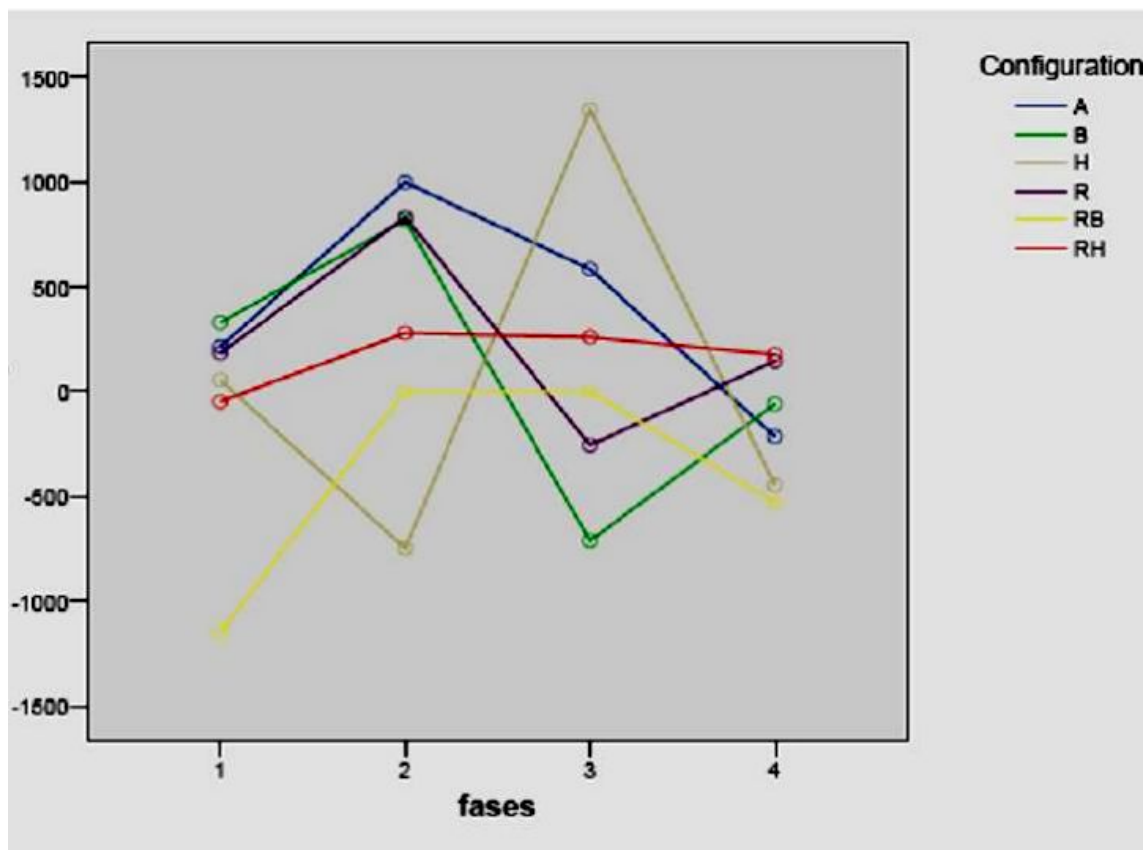


Fig. 69: Gràfica que mostra el comportament de les tensions del sensor 3 a les diferents fases del cicle per a cadascuna de les configuracions.

En canvi quan fem la mateixa distribució pel Sensor 3 (Fig. 69) trobem que en aquest cas les diferents configuracions si que modifiquen el comportament de les tensions a cadascuna de les fases del cicle.

5. DISCUSSIÓ.

5.1 Estudi clínic

El tractament de les fractures complexes de l'húmer proximal segueix sent un tema controvertit. En la presa de decisions a l'hora d'escollir el millor tractament influeixen múltiples variables (edat, sexe, tipus fractura, grau osteoporosi, estat cognitiu, capacitat per fer rehabilitació,...), i el ventall de tractaments al nostre abast va del tractament conservador, passant pels diferents tipus d'osteosíntesi fins arribar a la hemiartroplàstia.

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 previsible⁷⁰⁻⁷⁷. A la literatura revisada trobem que gairebé tots els autors estan d'acord que 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 satisfactoris⁹, d'altres comuniquen uns resultats funcionals pobres⁷⁴⁻⁷⁶.

5.1.1 Discussió resultats funcionals i estat de salut.

Els resultats funcionals globals obtinguts en aquest estudi són equiparables als obtinguts en la literatura^{4,6,8,61,72,95}, obtenint-se un valor mig de l'escala de Constant de 58,42 punts, amb un Constant contralateral de 80,33. 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 87% 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 avaluen les activitats de la vida diària, podem observar que si bé la puntuació global és bona (15,4 sobre un màxim de 20 punts), tan sols el 23% 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 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.

Segons el nostre estudi, en quan a percepció de salut els malalts assoleixen una Tarifa EVA mitja de 0,66 (sobre un màxim de 1,0), és a dir, en no tenir dolor i poder assolir un bon nivell d'activitats de vida diària, la majoria d'aquests pacients tenen uns nivells acceptables de percepció de salut, malgrat la seva edat avançada.

Respecte a la mobilitat, el 45% de la mostra es troba al voltant de 90° d'elevació anterior i aproximadament un 30% tenen una elevació anterior per sota de 90°, al igual passa amb l'abducció on el 40% no arriben a 90°, això implica que poc més d'1/3 dels pacients no arriba a poder utilitzar el braç afecte a un nivell superior de la seva espatlla.

Des del punt de vista de les rotacions, un 30% dels malalts tenen un nivell precari de rotació externa, fenomen que s'inverteix per la rotació interna on el 83% dels malalts assoleixen nivells òptims de rotació interna. Això és així perquè per a poder realitzar una correcta rotació externa és imprescindible un bon funcionament del infraespínol 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. És 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.

Per últim, la força mitjà en aquests malalts va ser de 6,8 pounds, el 83% queden en les categories baixes d'aquest apartat del Constant (<10 pounds). La força queda molt disminuïda en aquests pacients, probablement la mala consolidació de les tuberositats i escurçament del deltoïdes són les causes.

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 fractures³³ i la limitada capacitat de rehabilitació dels grups de pacients més grans^{2,3,94}. D'altra banda s'han estudiat també factors de la tècnica quirúrgica que poden tenir un efecte determinant en el resultat funcional^{4,11,14,20,69,96}. 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 pròtesi¹. (Fig. 70)

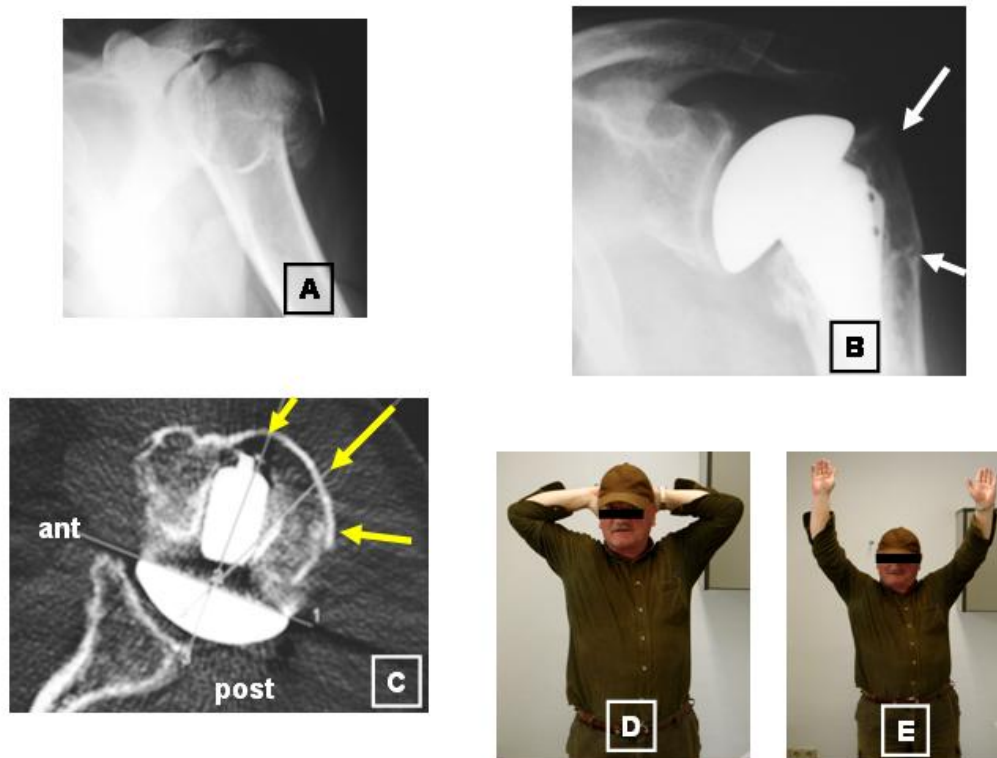


Fig. 70: Exemple d'un cas amb bona evolució. A) Fractura complexa d'húmer proximal esquerre. B) Bona reducció i consolidació de la tuberositat gran en la radiografia AP d'espatlla als 6 mesos evolució. C) Consolidació a lloc de la tuberositat gran (fletxes) a l'any de seguiment en un tall axial de TAC. D) i E) Bona mobilitat en rotació externa i antepulsió del malalt.

5.1.2 Discussió resultats radiològics.

Si analitzem els nostres resultats veiem que en el control radiològic immediatament posterior a la cirurgia, en el 51% de casos, segons la RX postoperatòria, la tuberositat gran havia estat reduïda d'una manera pobre o dolenta. De la mateixa manera, al final del seguiment, el 47% dels pacients presentaven una consolidació posterior o absent de la tuberositat gran. Dades semblants a les publicades per Boilau¹, que obté una mala reducció postoperatòria en un 30% i un 50% de mala consolidació al final del seguiment. (Fig. 71)

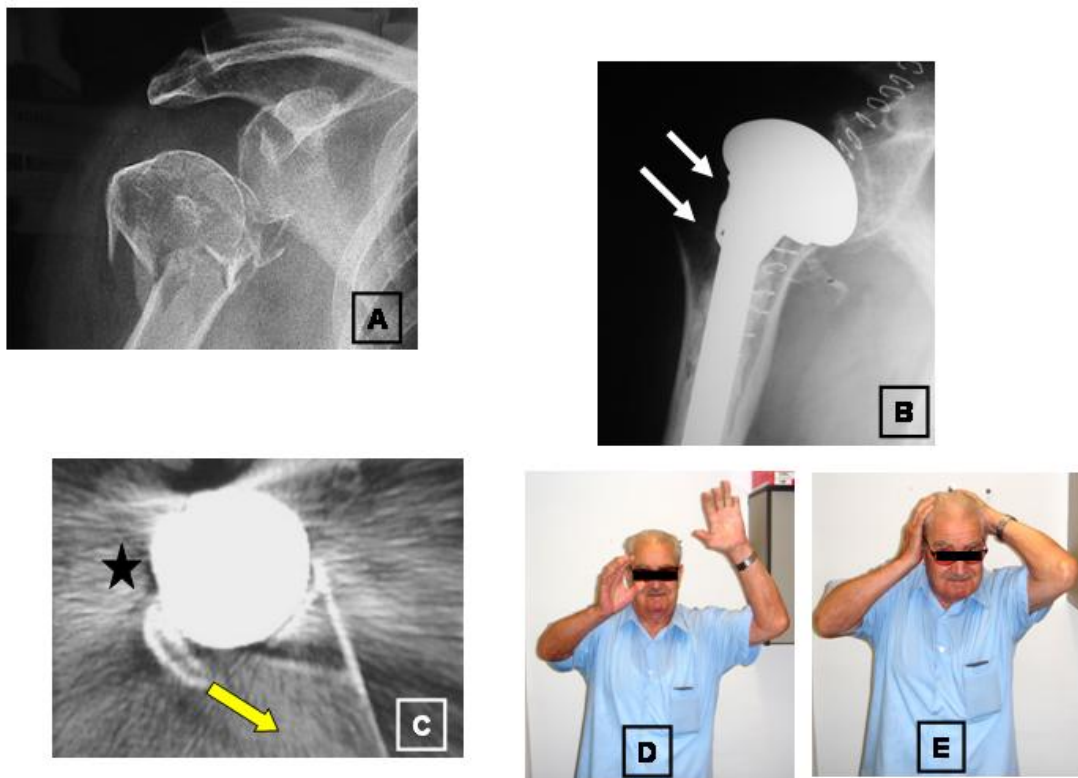


Fig. 71: Exemple d'un cas amb mala evolució. A) Fractura 4 parts d'húmer proximal dret. B) Absència de la tuberositat gran (fletxes) en la radiografia AP d'espatlla en el postoperatori immediat que indica una mala reducció. C) Absència de consolidació de la tuberositat gran (asterisc) i migració a posterior (fletxa) a l'any de seguiment en un tall axial de TAC. D) i E) Mobilitat pobre en antepulsió i rotació externa del malalt.

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 versió s'ha de col·locar l'implant protèsic per afavorir aquesta reducció.

En l'estudi clínic, s'ha vist que la tendència és a col·locar la pròtesi a uns $11,5^\circ$ de retroversió de mitja i que un 60% de la mostra es troba en retroversions entre 0 i 20° , utilitzant el sistema de mesura publicat per Hernigou⁸⁶. Ja s'ha comentat prèviament que la retroversió humeral anatòmica és molt variable, segons la literatura va de -10 a 74° ^{25,79-85}. En quant a la retroversió que hem de col·locar la hemiartroplàstia, hi ha

autors que recomanen col·locar la pròtesi entre 20-40^{o5,70,97,108}, en canvi autors com Hernigou i col·laboradors proposen individualitzar cada cas, determinar la retroversió preoperatòria mitjançant TAC per reproduir-la posteriorment (Fig. 72), sobretot en casos indicats per artrosi, en casos de fractura es pot utilitzar l'extremitat contralateral malgrat troba una variació de entre 2-4^o entre els 2 hùmers. Aquests autors reporten una retroversió anatòmica mitja en cadàver de 17,6^o i en malalts amb hemiartroplàstia (26 casos) de 15,3^o, amb el seu sistema de mesura per TAC.

Hem dividit la nostra mostra en 3 grups de versió, de 20 a 40^o, de 0 a 20^o i menor de 0^o o anteversió, considerant els malalts que més s'apropen a la normalitat són el grup de 0 a 20^o (que correspon al 60% de pacients de la mostra), en base a l'article comentat i que a la literatura no hi ha un valor de referència de normalitat clar. Això implica que en la nostra mostra hi ha una tendència a augmentar la retroversió tal i com menciona la literatura¹, del 50% de malalts que tenen una retroversió per damunt de la mitja, el 26% estan per sobre de 20^o. Únicament un 14% tenen anteversió.

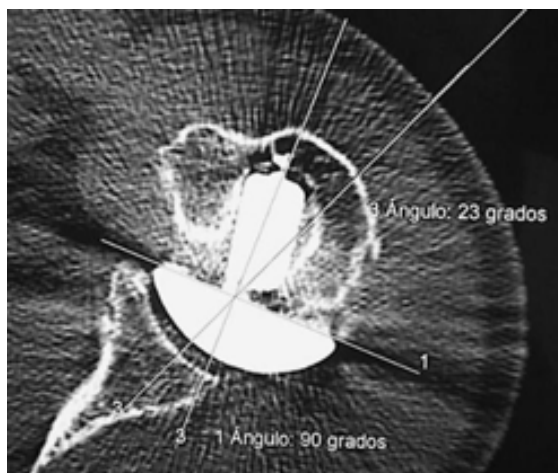


Fig. 72: Càlcul de la versió per TC. Es pot observar la consolidació de les tuberositats a lloc.

5.1.3 Discussió resultats contrast de variables.

En analitzar els resultats funcionals a través de l'escala de Constant veiem que hi ha diferències significatives en els resultats entre homes i dones ($p=0,010$), obtenint els homes una millor puntuació total. Amb tot, en avaluar cada categoria del Constant, veiem que si bé hi ha una tendència cap a que tots els valors de l'escala de Constant siguin millors en els homes, sols hi trobem diferències significatives respecte a la força ($p<0,001$), factor que ja podem esperar 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 d'edat, tipus de fractura i demora quirúrgica, i versió 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 (<75a i >75a) 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 són d'alta complexitat, 3 i 4 parts amb luxació del cap humeral associada o no, un cop decidit d'implantar una pròtesi, el fet de tenir el cap humeral luxat o no, o que la fractura sigui en 3 o 4 parts no canvia massa la tècnica quirúrgica doncs el cap humeral és igualment extret i les tuberositats aïllades, de manera que no varia el pronòstic de l'hemiartroplàstia. Pot ser, si el que intentéssim fos una osteosíntesi, el tipus de fractura sí que tindria una influència en el resultat funcional.

On si es troben diferències significatives respecte al resultat funcional mesurat amb l'escala de Constant és amb la consolidació de les tuberositats, de manera que si les tuberositats estan consolidades els pacients tenen significativament millor resultat funcional ($p=0,011$). I això és així per les categories d'elevació anterior ($p<0,000$), abducció ($p<0,003$), 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 ($p < 0,143$). D'aquestes dades podem deduir, com ja s'ha comentat prèviament, 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 major - a més del subescapular - que no guarda relació anatòmica amb el troquíter). En quant a les activitats de la vida diària són una mostra gran amb poques demandes funcionals, la qual cosa els hi permet recuperar fàcilment les activitats que feien prèviament.

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 l'elevació anterior, abducció, rotació externa i força.

També s'ha trobat relació entre el grau de reducció postoperatoria immediata i la consolidació final, de manera que el 74% dels pacients que inicialment assolien una bona reducció de la tuberositat gran aquesta consolida correctament al final del seguiment, mentre que sols el 39% de les tuberositats reduïdes de manera regular en el postoperatori immediat consoliden al final del seguiment i cap de les que estan mal reduïdes inicialment no consoliden al final del seguiment.

Igualment, hi ha una tendència lineal estadísticament significativa ($p < 0,0015$) entre reducció postoperatoria i resultat funcional, de manera que a millor reducció inicial millor valor de Constant al final del seguiment, els pacients amb una reducció inicial bona (Fig. 73), el Constant final és de 65, si la reducció inicial és regular, el Constant final és de 53 i si la reducció inicial és dolenta el Constant final és de 48.



Fig. 73: Bona reducció postoperatòria inicial de la tuberositat gran.

Ja s'ha comentat que aquests malalts tenen una percepció de salut acceptable després d'aquesta cirurgia comparada amb la població general de la seva edat segons el test EuroQol. Encara que si comparem la variable percepció de salut amb la consolidació de la tuberositat gran i el Constant no trobem diferències significatives, és a dir que aquells pacients que tenen una millor consolidació del troquíter i un millor nivell funcional de l'extremitat no perceben una millora en el estat de salut respecte a la resta. En quant a la versió hi ha una tendència a col·locar l'implant entre 0 i 20° de retroversió (el 60% de la mostra) amb una mitja de 11,5°. La tendència a l'error més freqüent és a l'augment de retroversió, 26% dels malalts es troben entre 20 i 40°, tal i com descriu la literatura. Si estudiem la relació entre el nivell funcional final i la versió veiem que els malalts que tenen una retroversió entre 0 i 20° el Constant és de 60 punts, entre 20 i 40° és de 58 punts i els pacients amb anteversió de 49. No trobem diferències significatives entre els grups ($p=0,324$). Tampoc es van trobar diferències significatives en comparar

la versió amb les diferents categories de l'escala Constant (dolor, activitats vida diària, elevació anterior, abducció, rotació externa, rotació interna i força). L'únic que trobem és una lleugera tendència a pitjor Constant en hemiartroplasties amb versió no anatòmica i aquesta és més marcada en anteversió, en canvi malalts amb excés de retroversió no tenen un Constant mig molt diferent dels malalts amb retroversió anatòmica.

En avaluar la relació entre la variable versió i reducció postoperatòria i consolidació final del troquíter tampoc trobem diferències significatives i aquí els resultats encara són més heterogenis.

Els resultats clínics ens posen de manifest que les pròtesis 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 a implantar les pròtesis entre 0 i 20° de retroversió i l'error més freqüent és l'augment de retroversió, però no trobem diferències significatives entre aquests dos grups de pacients ni en quant a la consolidació de la tuberositat gran ni en el resultat final de les pròtesis; malgrat que s'ha publicat que les hemiartroplasties amb augment de retroversió implica una pitjor consolidació del troquíter i en conseqüència pitjor funció final, pel fet que obliga a sintetitzar el troquíter en rotació externa i en col·locar la extremitat en rotació neutra o interna s'augmenta la tensió en les sutures que mantenen a lloc la tuberositat gran⁹⁴.

Tenint en compte que el resultat funcional de les pròtesis és multifactorial, hem volgut afegir la variable alçada a l'estudi, a més de la versió. Per això hem dissenyat un treball biomecànic per estudiar com es comporten les tensions de les sutures entre les

tuberositats i entre tuberositats i diàfisi modificant i combinant alçada i versió en aquestes hemiartroplàsties.

5.2 Estudi estàtic.

Per tal d'aprofundir en l'efecte biomecànic que té el fet de col·locar l'implant retrovers, més alt o més baix es va dissenyar l'estudi estàtic, en el que a partir de diferents configuracions de versió i alçada protèsica, 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.

En analitzar les tensions que cada galga suporta des del punt 0, és a dir l'inici de l'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 (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. El sensor 3, el que uneix tuberositat gran i diàfisi, és el segon en importància alhora d'absorbir tensions (Fig. 74). De fet, en el global de l'estudi estàtic es produeixen 11 casos de ruptura de sutura, 6 pel sensor 2 i 5 pel sensor 3. Aquesta situació fa que d'alguna manera les dues sutures responsables de l'estabilitat de la tuberositat gran siguin les dues sutures a més risc al realitzar una contracció estàtica.

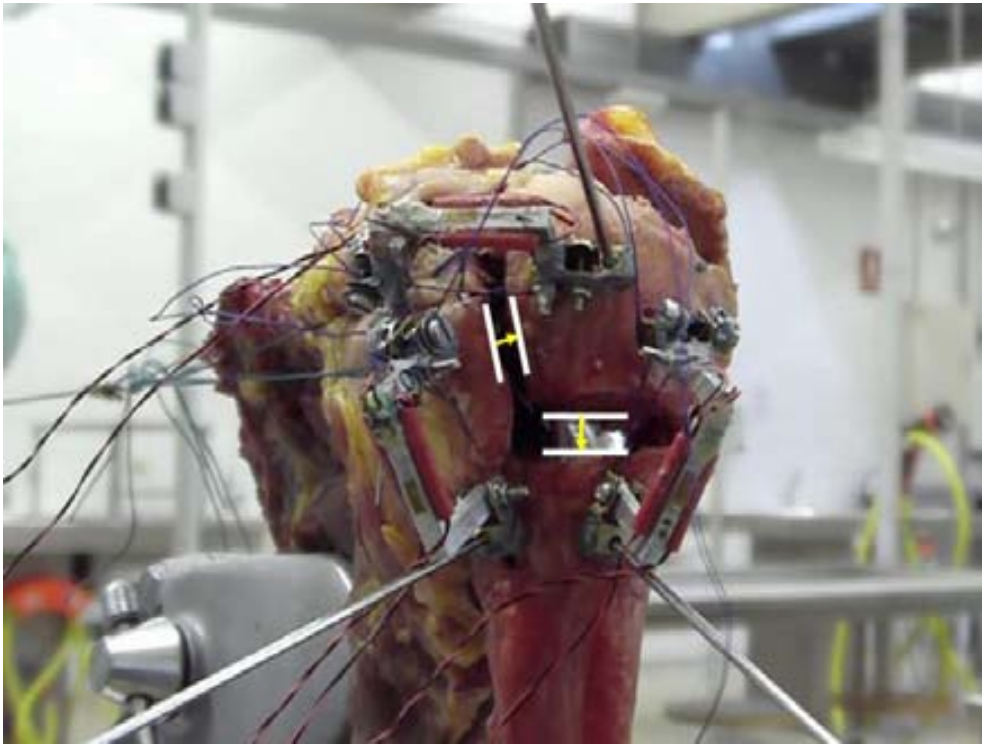


Fig. 74: Diàstasi entre la tuberositat gran i petita (línies blanques verticals) i entre tuberositat gran i diàfisi (línies blanques horitzontals) al final d'una de les proves anatòmica i baixa durant l'estudi estàtic.

Si avaluem el comportament de les tensions en les diferents configuracions, veiem que per la configuració baixa amb excés de retroversió és la que acumula més ruptures de sutura (4 casos), seguit de la configuració baixa aïllada. En canvi l'excés de retroversió aïllat és una de les configuracions on els sensor 2 i 3 absorbeixen menys tensió (5^a posició sobre 6 configuracions) i només es dona un cas de ruptura de sutura (Fig. 75 i 76).

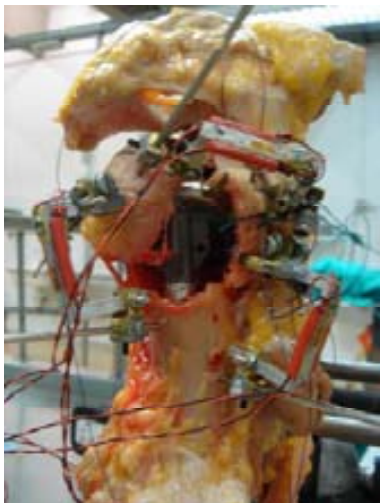


Fig. 75: Ruptura de sutura entre tuberositats i tuberositat gran i diàfisi.

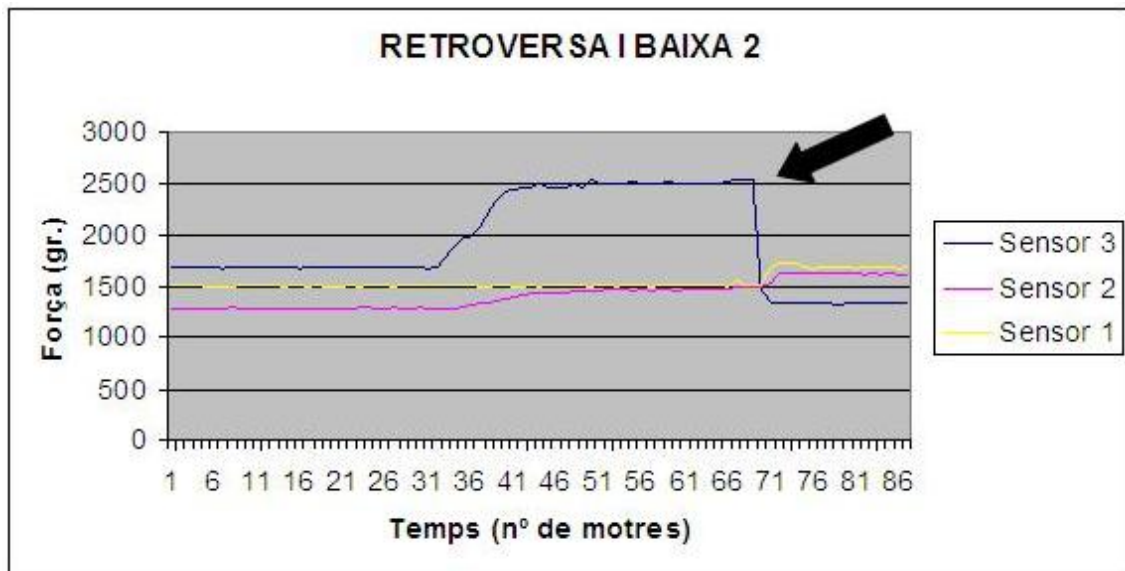


Fig. 76: La fletxa assenyalada la ruptura de la sutura entre tuberositat gran i diàfisi (sensor 3) durant la prova retroversa i baixa en l'estudi estàtic.

Des d'un punt de vista estàtic, que vindria a ésser representat per la situació de repòs o de immobilització postoperatòria on només actuen contraccions isomètriques, les sutures realitzades entre les dues tuberositats i entre la tuberositat gran i la diàfisi són les que més a risc estan de trencar-se, i això posa a risc la capacitat de consolidació de la tuberositat gran. La configuració de l'hemiartroplàstia en posició baixa i excés de retroversió és la que comporta més risc per aquestes sutures i la consolidació de les tuberositats.

També cal remarcar la manca d'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 aquesta sutura no treballa amb la contracció del subescapular i sols es veu afectada per un factor d'arrossegament quan falla la sutura entre les tuberositats (Fig. 77).

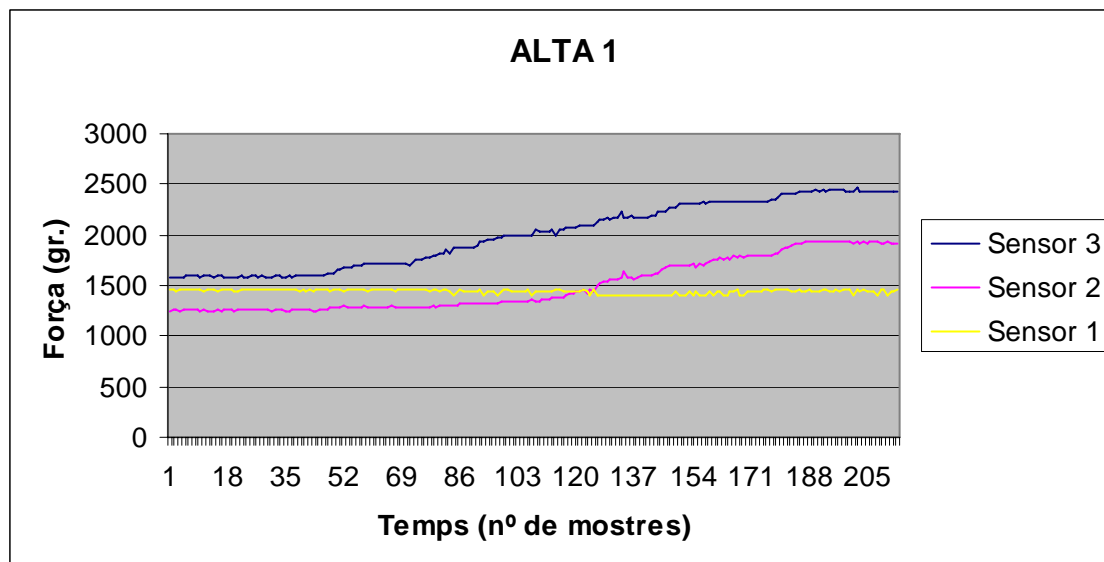


Fig. 77: Gràfica de la prova augment d'alçada en l'estudi estàtic on es pot veure el caràcter ascendent de les tensions al sensor 3 i sensor 2 i corba plana al sensor 1 que correspon a la sutura entre tuberositat petita i diàfisi. Aquest fet es pràcticament constant a totes les proves.

Del model anatòmic estàtic podem concloure que les sutures que més absorbeixen tensió són aquelles que tenen la direcció dels vectors de força dels múscles implicats de manera que en dissenyar l'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 forma que l'objectiu de les sutures és més contrarestar i equilibrar aquest parell de forces que no pas fixar uns segments ossis entre ells.

5.3 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 l'inici immediat de la rehabilitació en el postoperatori^{2,9}, de manera que abans que s'iniciï el procés de consolidació de les tuberositats, les sutures que uneixen els diferents fragments són sotmeses a la tracció produïda pel moviment. Per tal efecte es va dissenyar un programa de moviments que el robot repetia de forma cíclica fins els trencament de la sutura o el afluixament significatiu de la mateixa. Així, es va definir l'elevació anterior de l'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 són prou limitats com per reproduir el moviment que es pot esperar obtenir en les primeres fases de la rehabilitació (Fig. 78).

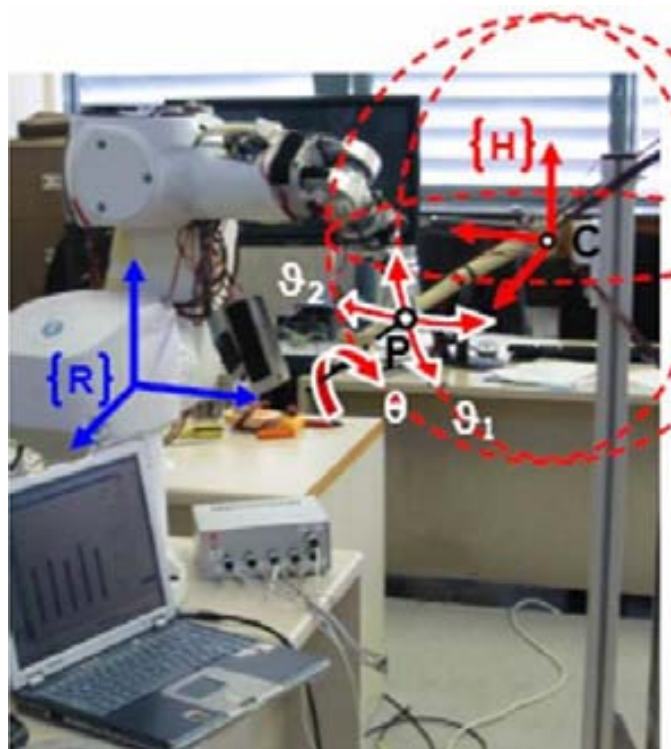


Fig. 78: Possibilitats de moviment del robot sobre la preparació a l'estudi dinàmic.

5.3.1 Discussió fenomen d'encaix.

El primer que es va observar va ésser que en l'inici del moviment es produïa un “fenomen d'encaix” de les tuberositats (Fig. 79). Aquest fenomen no ha estat descrit prèviament a la literatura i determina les posteriors tensions entre les sutures. En iniciar-se l'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 col·locar-se en una situació d'estabilitat de forces.

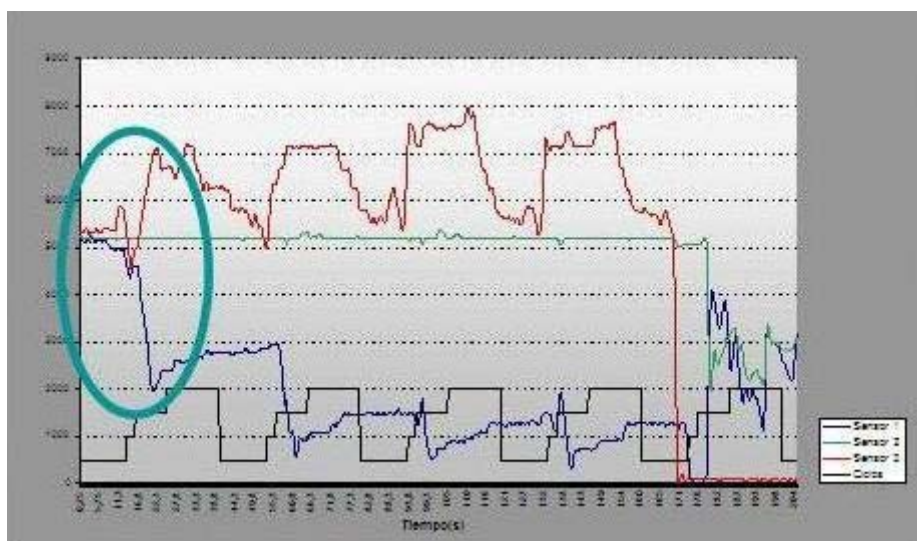


Fig. 79: Fenomen d'encaix encerclat en verd.

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. Al sensor 1 (tuberositat petita – diàfisi) el patró de presentació més freqüent és el patró 3, mentre que al sensor 3 (tuberositat gran – diàfisi) es presenta sobretot en patró 2. Malgrat això, és quan el sensor 1 s'encaixa en patró 2 quan més freqüentment es produeix trencament de la sutura al final de la prova (aquest patró es dona a les configuracions “anatòmica” i “retroversa i baixa”), mentre

que el sensor 3 trenca la sutura més freqüentment quan s'encaixa amb el patró 4 (aquest patró es dóna fonamentalment a les configuracions “baixa” i “retroversa i baixa”).

Com a resum, pensem que a l'inici del moviment es produeix un fenomen de reajustament o encaix de les tuberositats i aquestes es recol·loquen en funció de les forces que les arriben 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 a l'estudi del disseny i orientació de les sutures de les tuberositats en funció de les forces que generen els tendons que s'insereixen en elles, més que en funció de l'encaix o reducció dels fragments ossis. Pensem que s'ha 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, la sutura que més treballa en aquesta fase és la que uneix la tuberositat gran i diàfisi, i en un segon lloc la sutura tuberositat petita diàfisi.

5.3.1 Discussió estudi cicles i subcicles.

En analitzar els cicles a l'estudi dinàmic, observem que globalment la sutura que en major nombre d'ocasions trenca és la que registra el sensor 3 (Fig. 80 i 81), és a dir, la que uneix la tuberositat gran amb la diàfisi, i les configuracions en les que trenca en el 100% de casos és la “retroversa i baixa” i la “baixa”, a més en la configuració “retroversa i baixa” ho fa de forma molt ràpida en els primers cicles. 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, es la configuració “excés de retroversió i baixa” la que més afecta a aquesta unió.

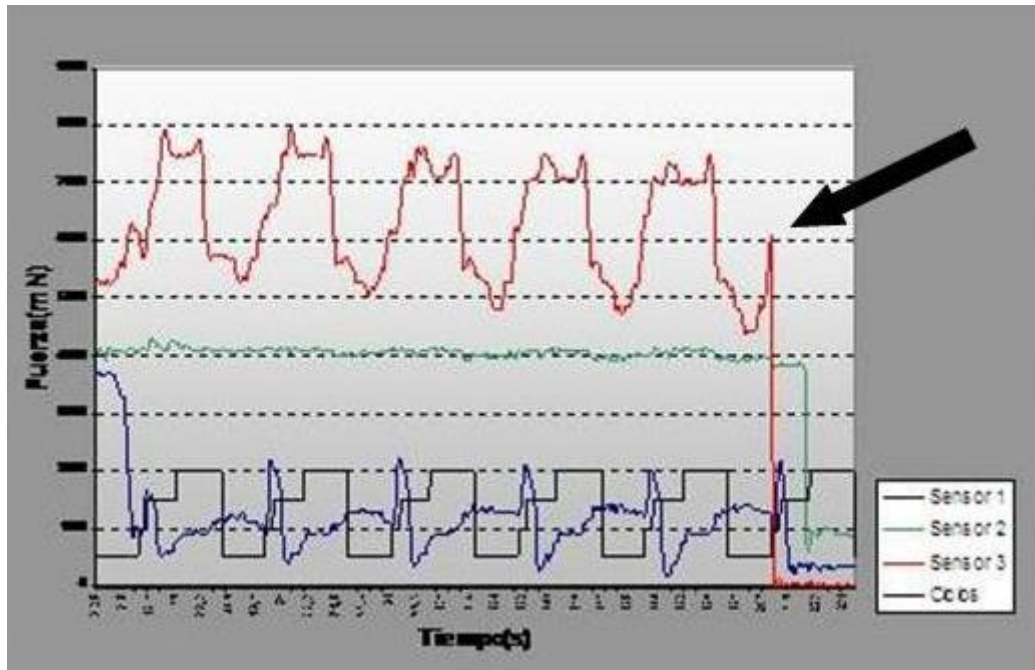


Fig. 80: La fletxa assenyala moment de la ruptura de la sutura entre tuberositat gran i diàfisi(sensor 3).

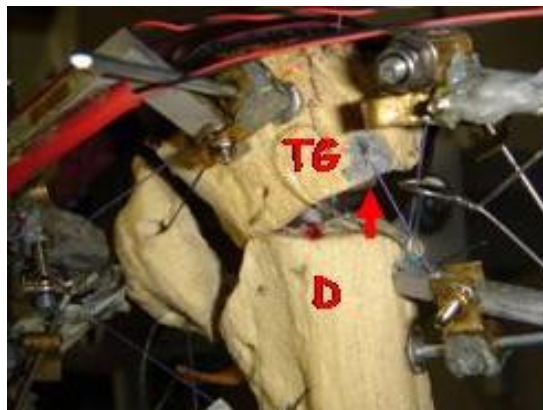


Fig. 81 Ruptura sutura tuberositat gran (TG)- diàfisi (D)

En avaluar les fases del moviment per a cada sensor, veiem que en *elevació anterior* el sensor 3 absorbeix més tensió encara que amb poca diferència amb el sensor 1, en *rotació externa* és el sensor 1 el que més tensions absorbeix (quasi el doble), 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.

Si ho mirem a la inversa, el sensor 1 (tuberositat petita – diàfisi), registra més tensió en la rotació externa (610mN) i en la retropulsió (300mN), mentre que en el sensor 3

(tuberositat gran – diàfisi) la tensió augmenta en rotació externa (383mN) i rotació interna (199mN). Podem dir que són les rotacions les que posen més a risc les dues sutures. La rotació externa sobretot la sutura tuberositat petita i diàfisi - sensor 1), i la rotació interna la sutura que més fa treballar és la sutura tuberositat gran i diàfisi (sensor 3). Si pensem que des d'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.

En l'anàlisi estadística hem trobat diferències significatives per a les tensions del sensor 1 en rotació interna (S1 RI) i pel sensor 3 en rotació interna (S3 RI) i rotació externa (S3 RE). Per tal de determinar la configuració responsable d'aquestes diferències mitjançant diagrames de caixa, no vam trobar diferències significatives entre configuracions. Llavors vam fer comparacions mitjançant una prova de Mann-Whitney entre la configuració "anatòmica" i la resta per a cadascun d'aquests grups (S1 RI, S3 RE i S3 RI), només vam trobar diferències significatives quan es comparava amb la configuració "retroversa i baixa" per a S1 RI i per a S3 RE.

Per tant veiem que són les rotacions les que més afecten a la tensió de les sutures, sobretot, una vegada més, en la configuració "retroversa i baixa".

Si avaluem com influeixen de forma global les configuracions en el comportament de les tensions pel S1 i S3, observem que pel S1 les diferents configuracions no influeixen en el patró de comportament de les tensions, excepte per la configuració "retroversa i baixa", en canvi pel sensor 3 si que es modifica el patró de comportament de tensions en funció de la configuració, dibuixant-se un patró més heterogeni a la gràfica. De manera que el fet de col·locar l'implant modificant alçada i versió té implicacions en com afecten les tensions entre les sutures (sobretot la sutura tuberositat gran-diàfisi) en les diferents fases del cicle.

Si analitzem les gràfiques per veure com es comporten les tensions de les sutures al pas de rotació externa a rotació interna en la configuració “retroversió” amb la intenció de corroborar la teoria de Boileau i col·laboradors¹, segons la qual amb un excés de retroversió es sintetitza la tuberositat gran en rotació externa i en posar la extremitat en rotació interna augmenta la tensió en les sutures que mantenen a lloc aquesta tuberositat, en canvi en el nostre model dinàmic veiem que en el pas de rotació externa a rotació interna es produeix una davallada important de les tensions tant pel sensor 1 (tuberositat petita-diàfisi) com pel sensor 3 (tuberositat gran-diàfisi) i el sensor 2 (entre tuberositats) es manté constant. Probablement perquè no reproduïm les mateixes condicions que descriuen els autors i perquè pot ser que el fenomen d'encaix inicial modifica la posició de les tuberositats i la tensió de les sutures entre elles. A més veiem en aquestes gràfiques, que les tensions de la configuració “retroversió” es comporten de igual forma que per a la configuració “anatòmica” tant pel sensor 1 com pel sensor 3. (Fig. 82)

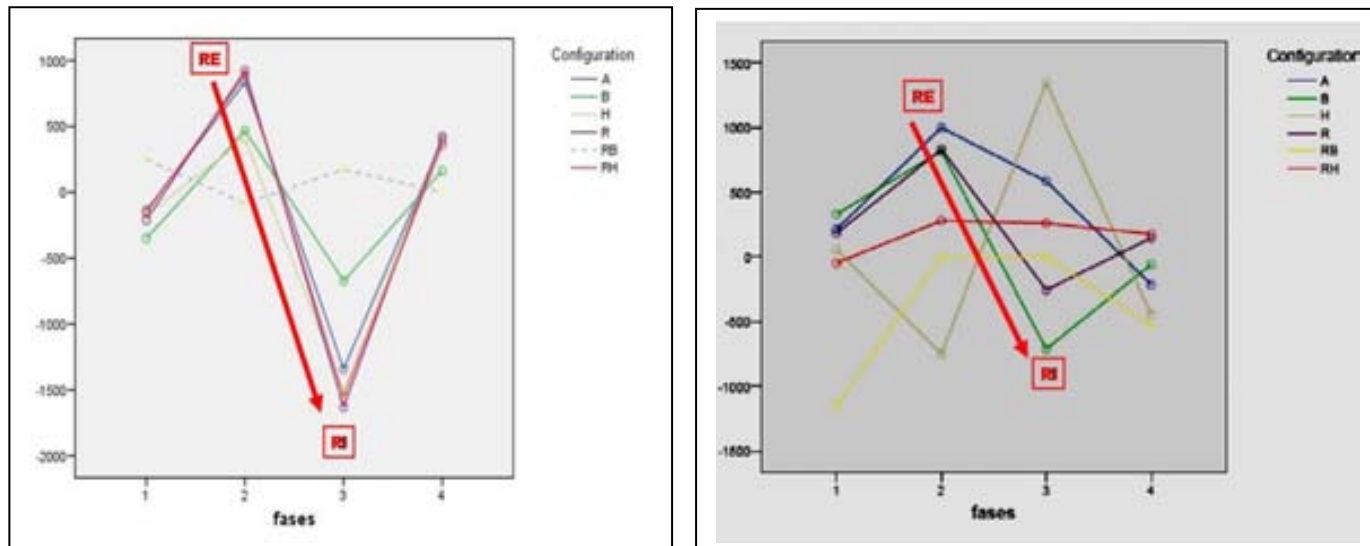


Fig. 82: La gràfica de l'esquerre mostra el comportament de les tensions pel sensor 1 i la gràfica de la dreta mostra el comportament de les tensions pel sensor 3, en totes dues s'evidencia una disminució de la tensió en el pas de rotació externa (RE) a rotació interna (RI) que està marcada amb una fletxa vermella.

Com a resum, el resultat funcional de les fractures tractades amb una hemiartroplàstia depèn de múltiples factors. Entre ells, la tècnica quirúrgica sembla ser un dels factors determinants. 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. No hi ha diferències significatives, ni en el resultat funcional ni en la consolidació final del troquíter en els malalts que tenen un excés de retroversió en hemiartroplàstia.

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 és la que uneix les dues tuberositats, i la pitjor situació, és a dir aquella en que trenca més la sutura, és la configuració "retroversa i 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 les sutures trenquen més sovint és la configuració "retroversa i baixa". En canvi la configuració "retroversa" (excés de retroversió aïllada) no sembla alterar massa les tensions de les sutures, ni en el model estàtic ni el dinàmic. Quan aquest excés de retroversió s'associa a una posició baixa del component humeral llavors es posen a risc les sutures, mostra del caràcter multifactorial en la funcionalitat d'aquestes pròtesis.

6. APLICACIÓ CLÍNICA.

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

6.1 Aplicació clínica a l'estudi clínic.

Les fractures complexes de l'húmer proximal, al ser tractades amb una hemiartroplàstia si bé donen uns bons i previsibles resultats respecte al dolor, tenen uns resultats funcionals limitats i difícils de preveure^{3,9,70-77}.

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 condiona 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^{3,94,95}. 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 reduïda la tuberositat gran, i per tant amb poques possibilitats de consolidar⁹⁶. (Fig. 83)



Fig. 83: Exemple de reducció dolenta de tuberositat gran en el postoperatori immediat.

Sembla clar que hem de ser acurats en la reducció i fixació de la tuberositat gran durant la intervenció, en l'estudi clínic hem demostrat que hi ha una relació lineal

estadísticament significativa entre la reducció postoperatòria immediata i la consolidació final (Fig. 84).

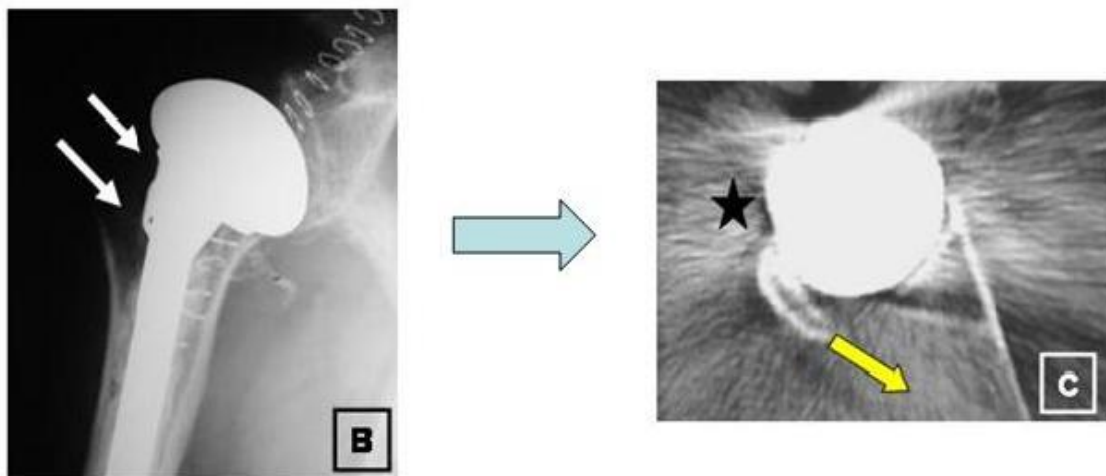


Fig. 84: La mala reducció de la tuberositat gran en el postoperatori evoluciona a una absència de consolidació i a la migració posterior de la mateixa.

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 de la pròtesi entre 0 i 20° de retroversió amb una mitja de 11,5° agafant com a referència l'eix epicòndil-epitrocLEAR, si considerem aquest valor com a normal veiem que els malalts amb excés de retroversió (entre 20 i 40°) no tenen diferències significatives ni en la consolidació final del troquíter ni en el resultat funcional. Hi ha una tendència pitjor resultat clínic en hemiartroplasties en anteversió.

6.2 Aplicació clínica a l'estudi estàtic i dinàmic.

Malgrat l'excés de retroversió "aïllat" no altera el resultat funcional d'aquestes hemiartroplasties, en l'estudi estàtic i dinàmic hem demostrat que quan aquest excés de retroversió s'associa a una posició baixa de la pròtesi és la pitjor combinació possible quant a la tensió de les sutures, de forma que aquesta configuració és la que posa les sutures més a risc de trencar-se. També s'ha demostrat que es comporta de la mateixa manera la configuració "baixa" aïllada, amb un augment de tensió i ruptura de les sutures.

De forma que en la pràctica clínica cal evitar el posicionament massa inferior de la pròtesi, i sobretot evitar la combinació amb excés de retroversió (Fig.85).

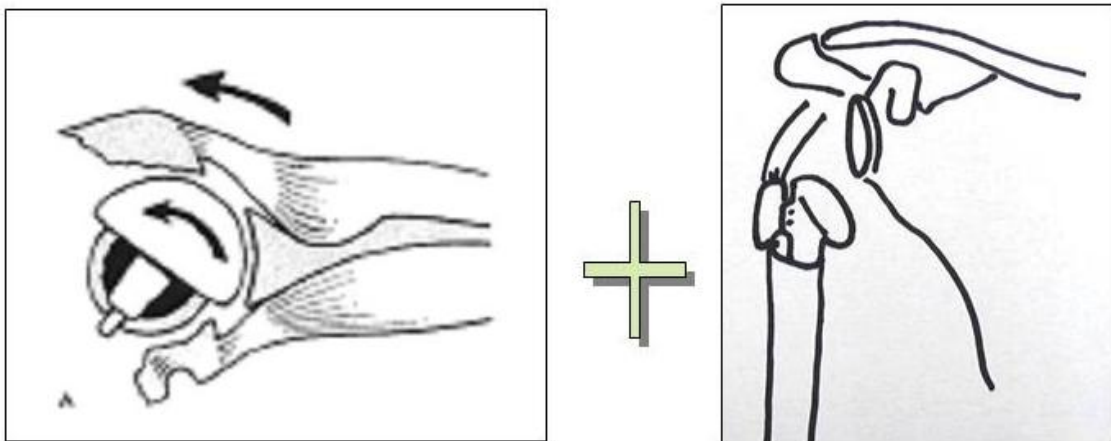


Fig. 85: La combinació d'excés de retroversió i disminució d'alçada és la que hem d'intentar evitar a la nostra pràctica clínica.

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 solc bicipital ha sigut proposat com a referència anatòmica per a la versió per alguns autors que recomanen posar l'aleta posterior a uns 9mm del marge posterior d'aquest solc⁸⁶⁻⁹¹, per altres autors no sembla ser una bona referència donat que al presentar un trajecte torsionat, segons el

nivell de la fractura, pot donar valors diferents de versió humeral ²⁵. D'altres autors aconsellen fer servir la inserció alta del pectoral major a l'húmer tant per determinar l'alçada protèsica com la seva retroversió, desafortunadament encara calen estudis clínics que corroborin el que anatòmicament s'ha descrit^{92,93}. En qualsevol cas, donat que hem comprovat que un cert excés de retroversió aïllat tampoc modifica gaire ni el resultat funcional ni la tensió de les sutures, utilitzem el solc bicipital com a referència (aleta de l'hemiartroplàstia entre 0,5 i 1cm del marge posterior del solc, recolzat sobre altres, com orientació del cap a la glena i referències distals) a espera de més evidència quant a noves referències.

A més, és important evitar la col·locació massa inferior de l'implant doncs això s'ha vist que incrementa el nombre de ruptures de sutura. Des d'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 ve 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 pujar-la 1 cm, d'aquesta manera no podem assegurar que estigui en el punt anatòmic, però sí que podem saber que no la deixarem excessivament baixa. També es pot fer servir la distància del cap protèsic a l'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 o retroversa, cal que reforcem les sutures més a risc en cada cas.

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 hi ha que demostren una manca de diferències entre ambdues pautes^{2,3,9}. (Fig. 86)



Fig. 86: La pauta de RHB influeix de forma diferent en la tensió de les diferents sutures.

D'aquest estudi també es desprèn la diferent afectació de les sutures si planegem una pauta de rehabilitació immediata o diferida (Fig.87). Com s'ha vist, si l'húmer és fix, la contracció muscular afecta significativament més la sutura que abraça les dues tuberositats, de manera que si pensem fer una rehabilitació diferida, caldrà en 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.

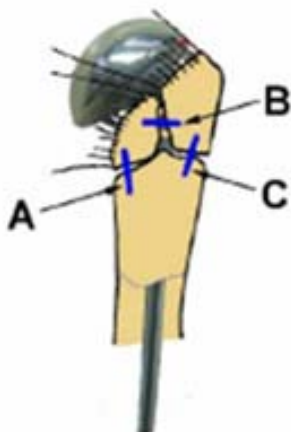


Fig. 87: Esquema de les sutures. En la pauta de RHB diferida reforçarem més la sutura B, i en la pauta de RHB immediata reforçarem més la sutura C.

Igualment, també en 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 l'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. Per exemple, en l'estudi dinàmic hem vist que la rotació externa afecta amb més intensitat a la sutura entre tuberositat petita i diàfisi i que la rotació interna ho fa a la sutura entre tuberositat gran i diàfisi.

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 i versió condiciona un efecte immediat de dificultat de reducció de les tuberositats i de canvi de tensions en les sutures, però 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 (Fig. 88) determinar quina és la direcció millor de les sutures entre les tuberositats per aprofitar les tensions que després rebran pels tendons inserits, de manera que es pogués obtenir un efecte tirant o "hauban" entre les tuberositats i en exercir tracció s'obtingués un efecte de compressió entre els fragments en lloc de l'efecte distracció que ara s'obté.



Fig. 88: El professor Josep Amat i el Dr. Luis Eduardo Rodríguez del Centre d'Investigació d'Enginyeria Biomèdica i el Dr. Carles Torrens Servei COT IMAS durant l'estudi Estàtic.

7. CONCLUSIONS.

7.1 Conclusions sobre la hipòtesi de treball.

7.1.1) La versió de les hemiartroplasties col·locades per a fractures del terç proximal de l'húmer condiciona canvis en el resultat clínic dels pacients.

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

7.2 Conclusions sobre els objectius.

7.2.1 Conclusions sobre l'estudi clínic.

7.2.1.1 En la implantació de les hemiartroplasties per fractura de l'húmer proximal hi ha una tendència a implantar el component humeral en una retroversió entre 0-20°, amb 11,5° de mitja agafant com a referència l'eix epicondilar.

7.2.1.2 Malgrat no trobem diferències significatives entre els canvis de versió i els resultats funcionals i radiològics, hi ha una tendència a un pitjor resultat clínic a les pròtesis implantades amb una versió no anatòmica, aquests són més marcats quan hi ha un augment d'anteversió.

7.2.2 Conclusions sobre l'estudi estàtic.

7.2.2.1 En un model estàtic, la sutura a més risc és la que uneix la tuberositat petita i tuberositat gran.

7.2.2.2 En un model estàtic, la combinació que presenta més risc de ruptura de sutura és la baixa i excés de retroversió.

7.2.3 Conclusions sobre l'estudi dinàmic

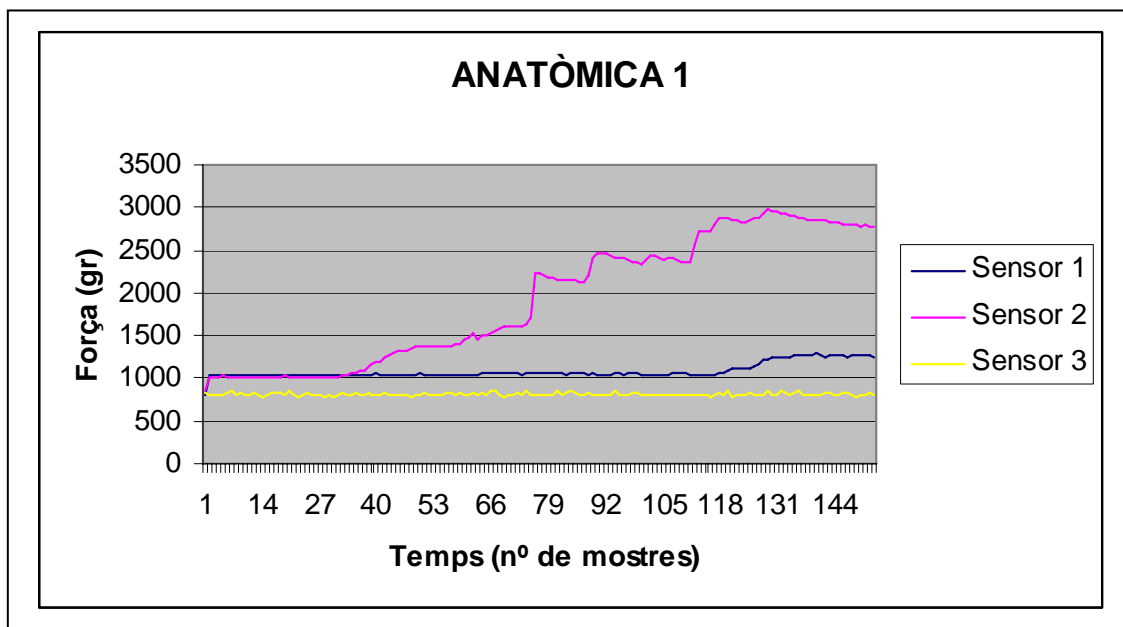
7.2.3.1 En un model dinàmic, la sutura a més risc és la que uneix la tuberositat gran i diàfisi.

7.2.3.2 En un model dinàmic, la combinació que presenta més risc de ruptura de sutura és la baixa i excés de retroversió.

8. ANNEXES.

8.1 Gràfiques estudi estàtic.

CADÀVER 1. ANATÒMICA 1



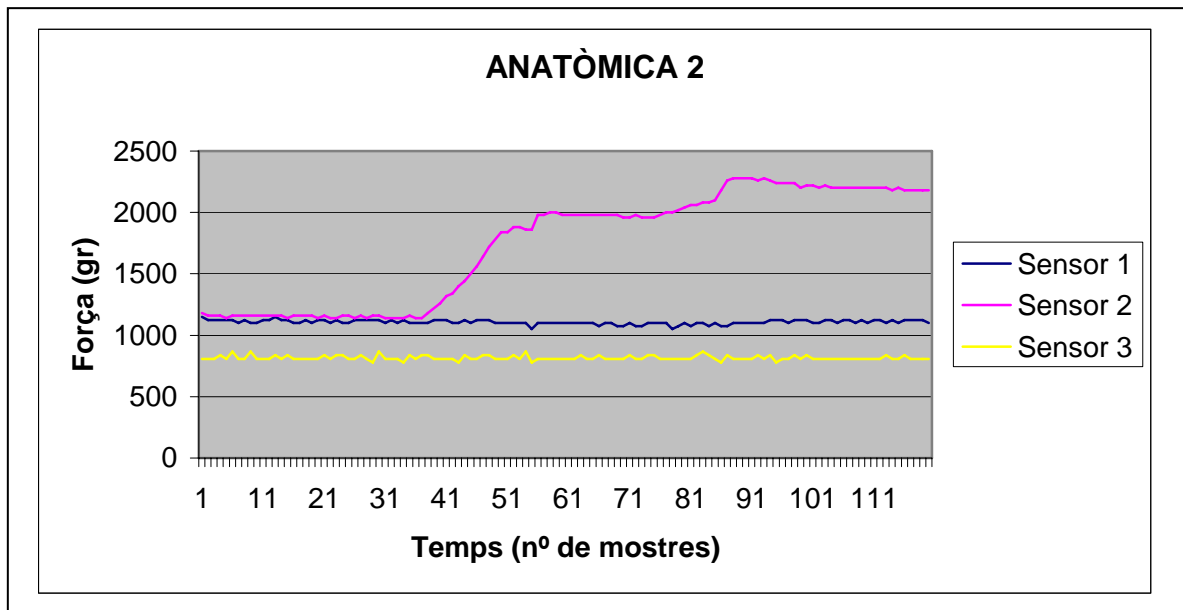
Diferències de Tensió:

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

Incidències:

Sense incidències.

CADÀVER 1. ANATÒMICA 2

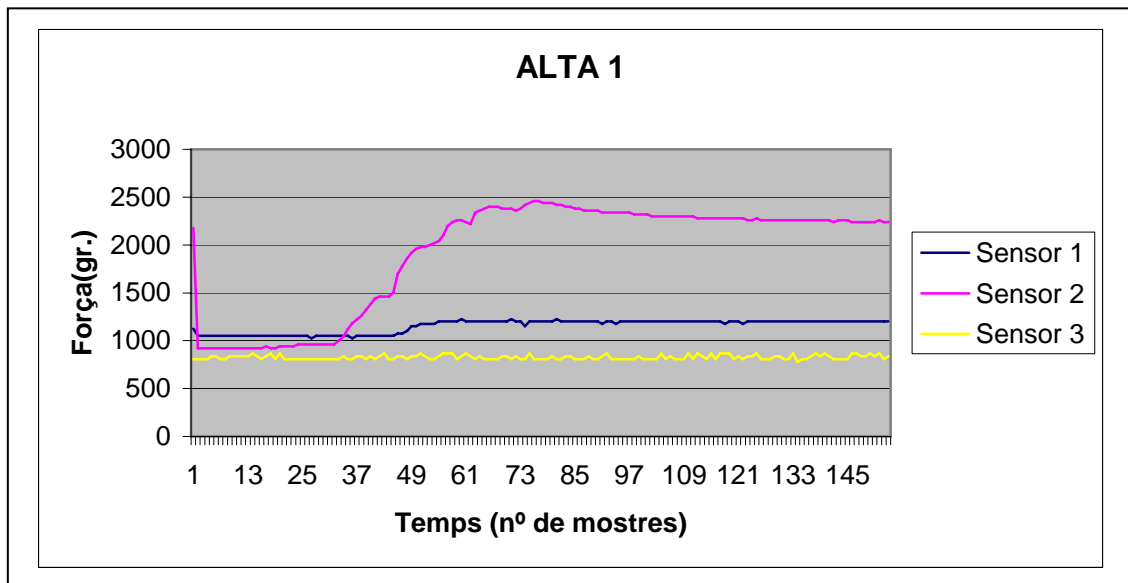


Diferències de Tensió:

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

Incidències:

Sense incidències.

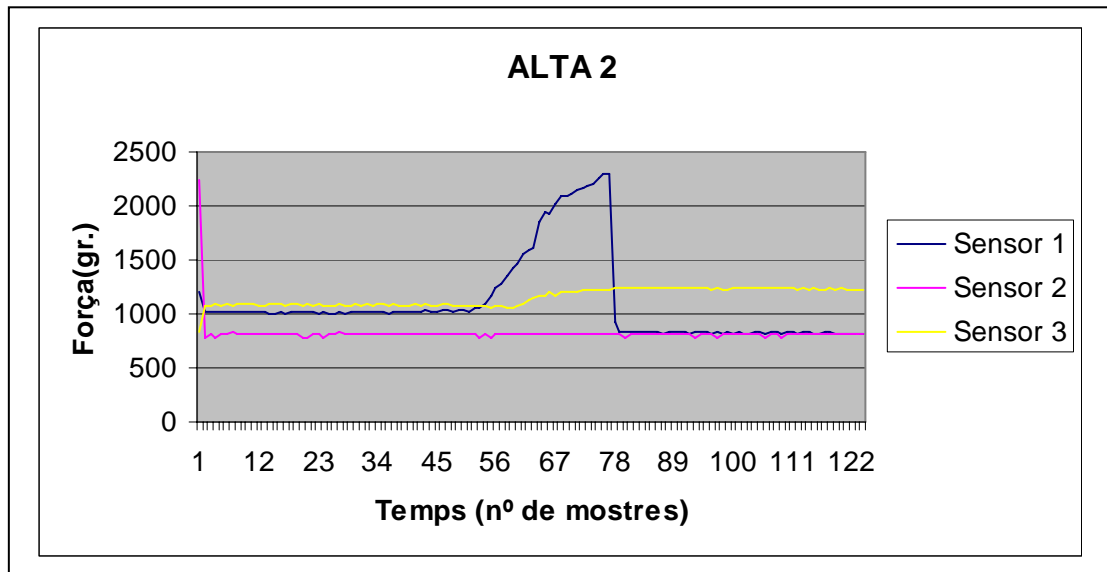
CADÀVER 1. ALTA 1Diferències de Tensió:

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

Incidències:

Sense incidències.

CADÀVER 1. ALTA 2

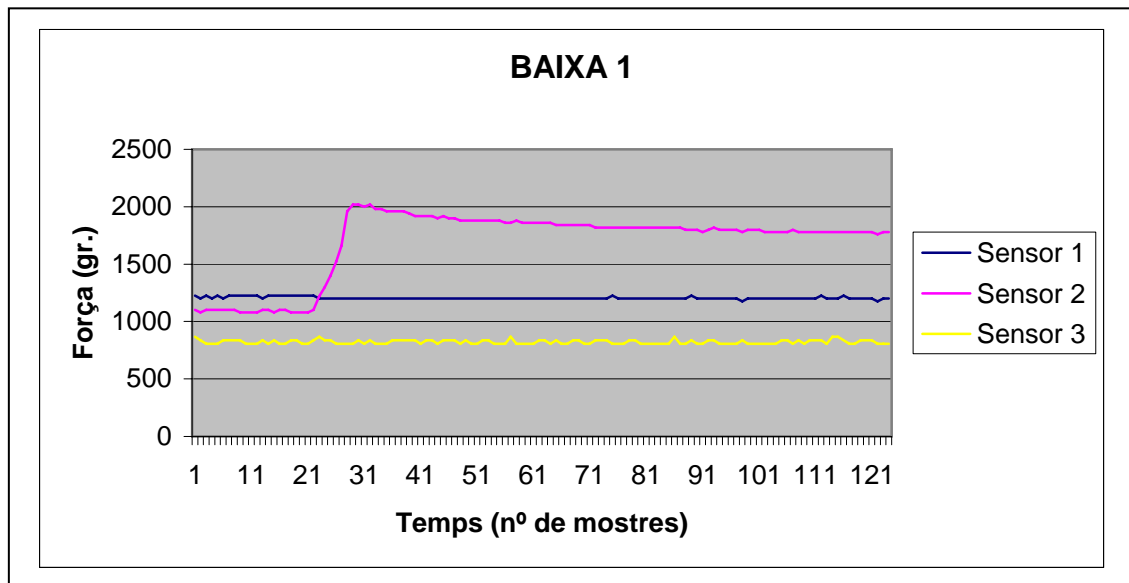


Diferències de Tensió:

- 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).

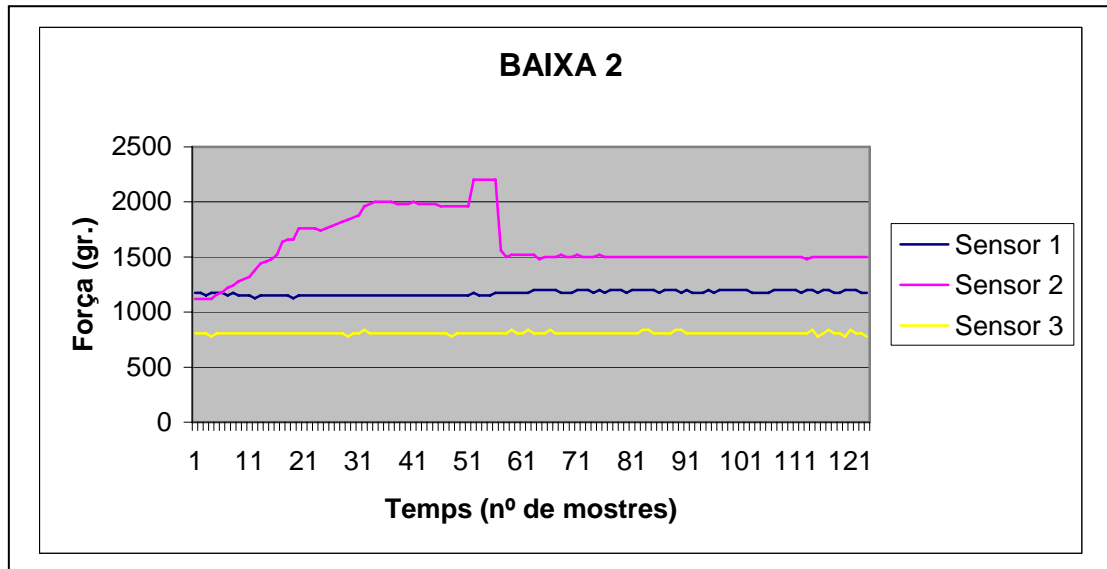
CADÀVER 1. BAIXA 1Diferències de Tensió:

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

Incidències:

Sense incidències.

CADÀVER 1. BAIXA 2

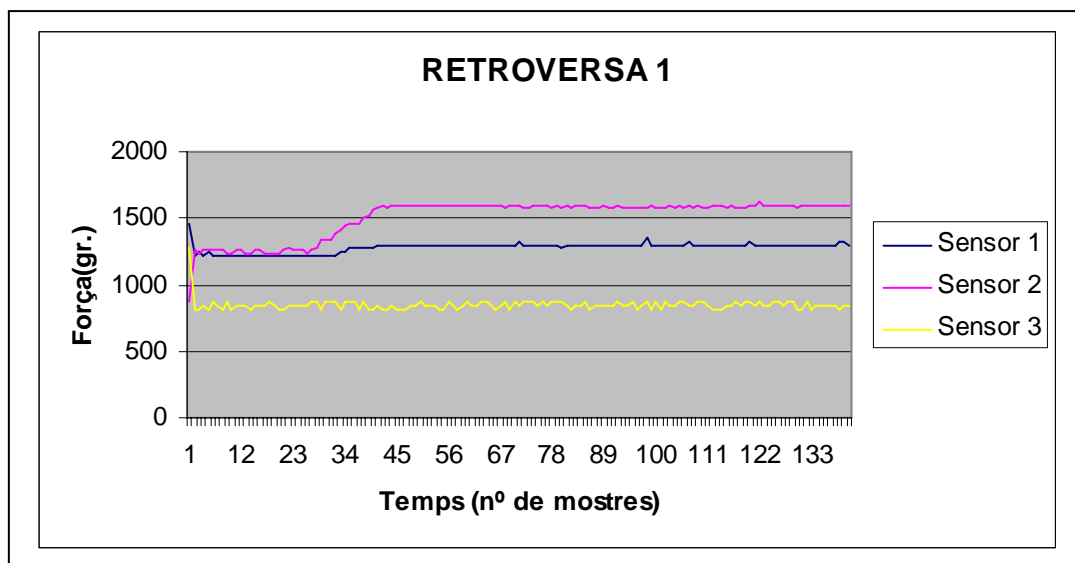


Diferències de Tensió:

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

Incidències:

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

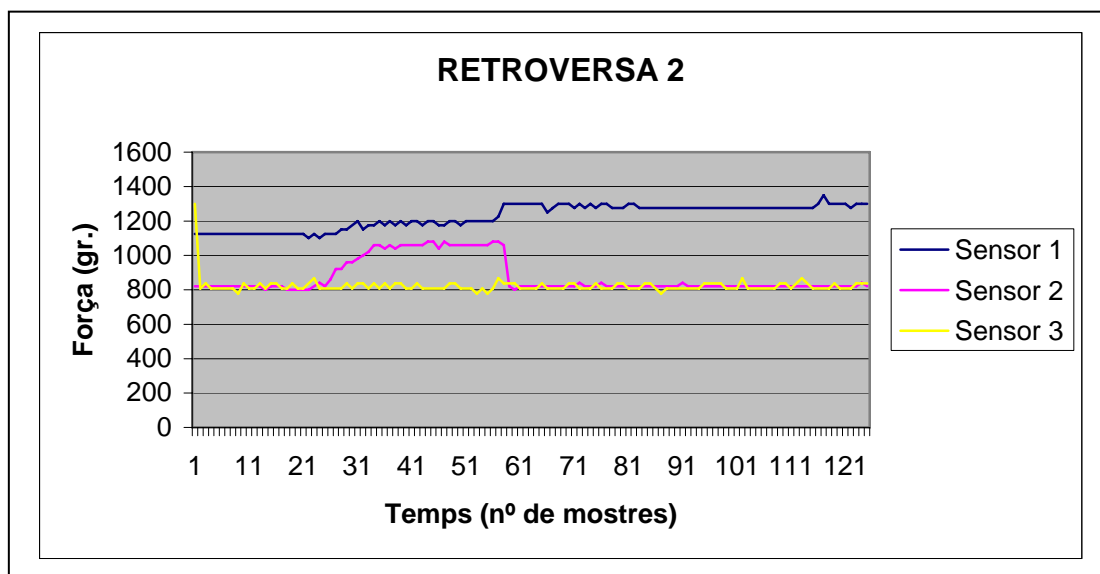
CADÀVER 1. RETROVERSA 1Diferències de Tensió:

- Sensor 1: 60 gr.
- Sensor 2: 340 gr.
- Sensor 3: 0 gr. (constant)

Incidències:

Sense incidències.

CADÀVER 1. RETROVERSA 2

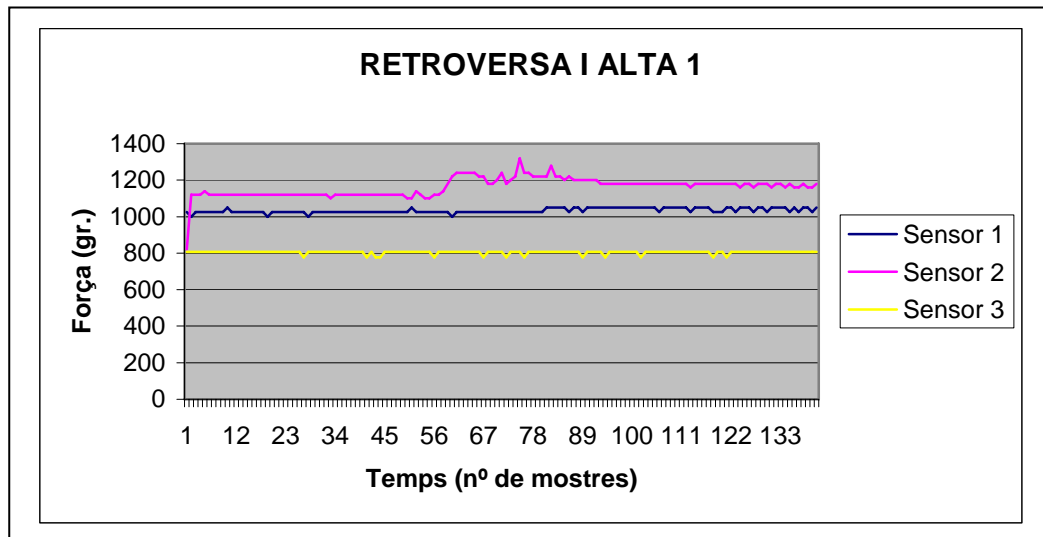


Diferències de Tensió:

- Sensor 1: 175 gr.
- Sensor 2: 240 gr.
- Sensor 3: 0 gr. (constant)

Incidències:

Sense incidències.

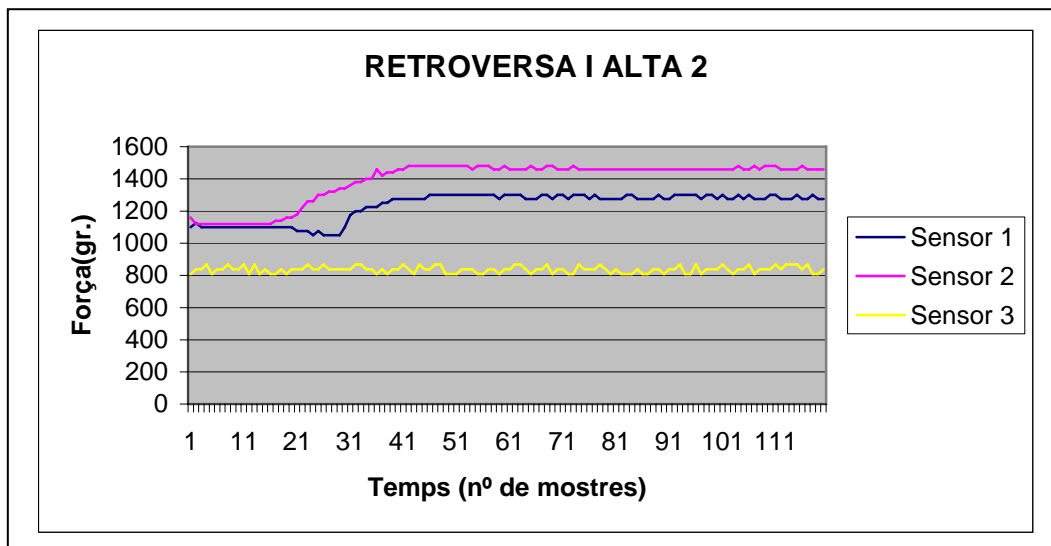
CADÀVER 1. RETROVERSA i ALTA 1Diferències de Tensió:

- Sensor 1: 0 gr.
- Sensor 2: 200 gr.
- Sensor 3: 0 gr. (constant)

Incidències:

Sense incidències.

CADÀVER 1. RETROVERSA i ALTA 2

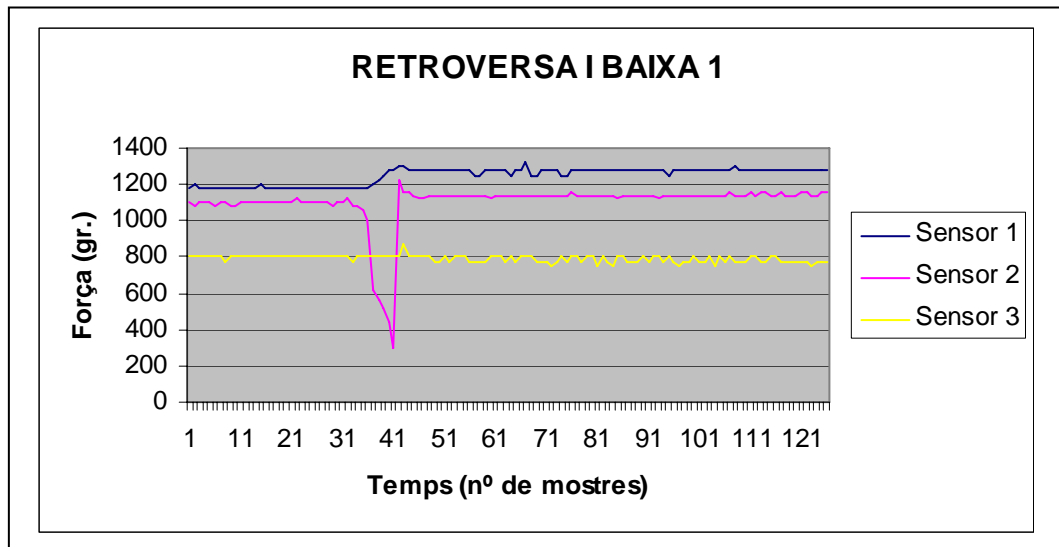


Diferències de Tensió:

- Sensor 1: 180 gr.
- Sensor 2: 360 gr.
- Sensor 3: 0 gr. (constant)

Incidències:

Sense incidències.

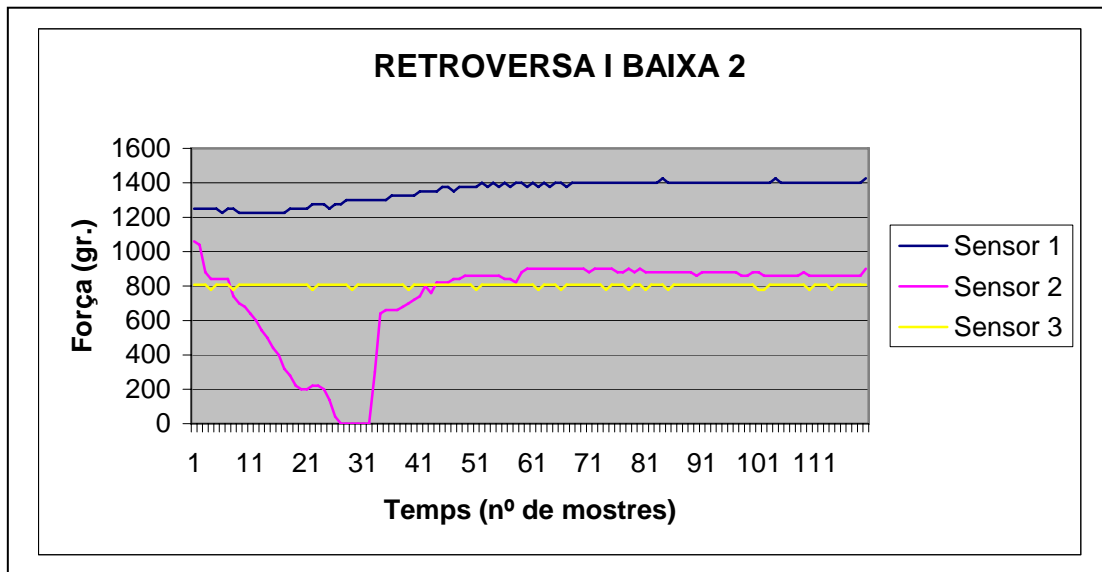
CADÀVER 1. RETROVERSA i BAIXA 1Diferències de Tensió:

- Sensor 1: 125 gr.
- Sensor 2: 0 gr. (constant fins el moment que trenca)
- Sensor 3: 0 gr. (constant)

Incidències:

Trenca sutura entre tuberositat petita i tuberositat gran (sensor 2). Dificultat per reduir tuberositat petita-tuberositat gran.

CADÀVER 1. RETROVERSA i BAIXA 2

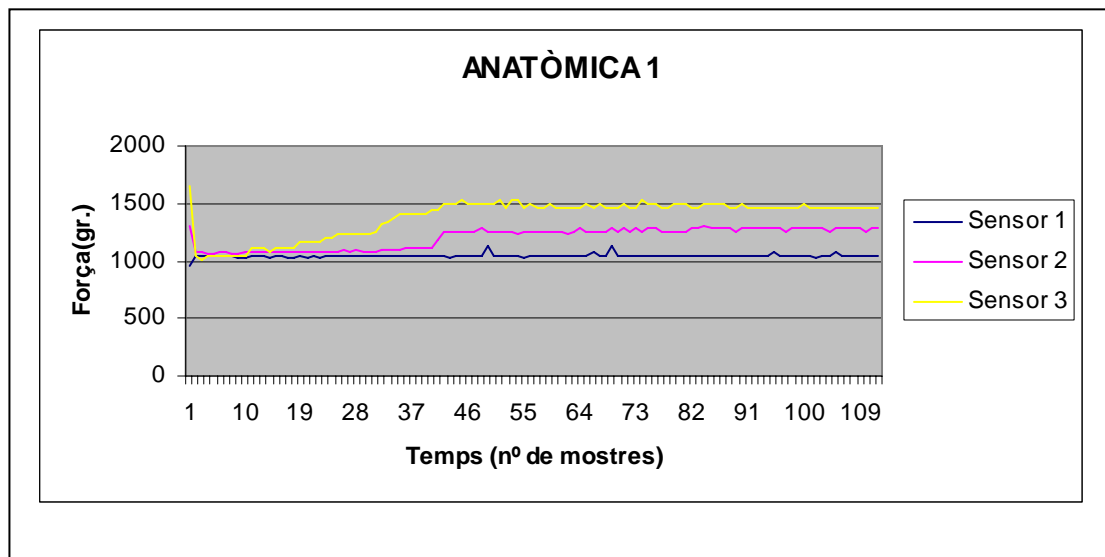


Diferències de Tensió:

- Sensor 1: 175 gr.
- Sensor 2: 0 gr. (trenca a l'inici de la prova)
- Sensor 3: 0 gr. (constant)

Incidències:

Trenca sutura entre tuberositat petita i tuberositat gran (sensor 2). Dificultat per reduir tuberositat petita-tuberositat gran.

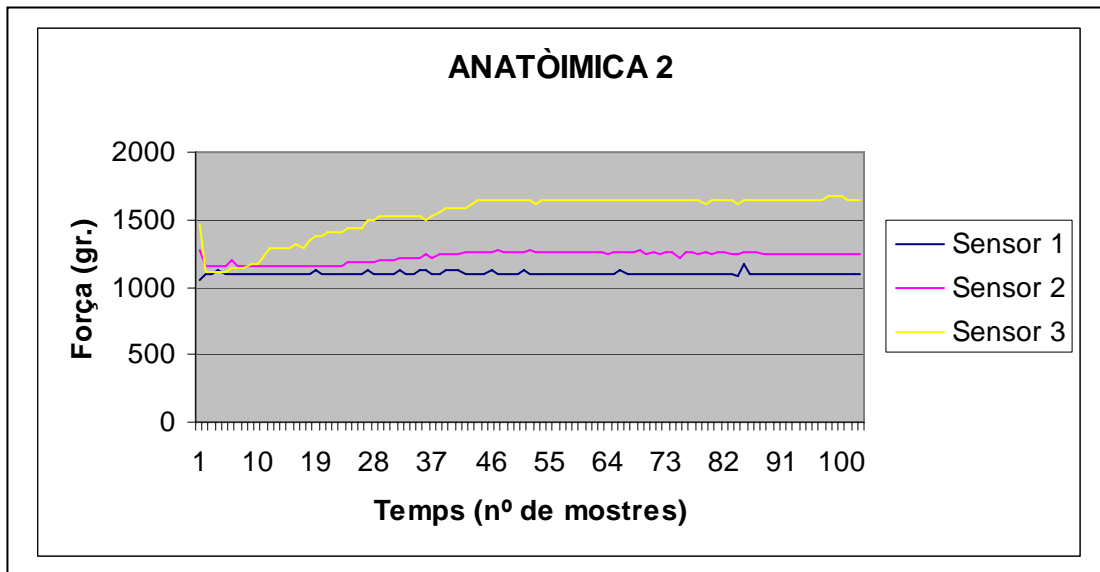
CADÀVER 2. ANATÒMICA 1Diferències de Tensió:

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

Incidències:

Sense incidències.

CADÀVER 2. ANATÒMICA 2

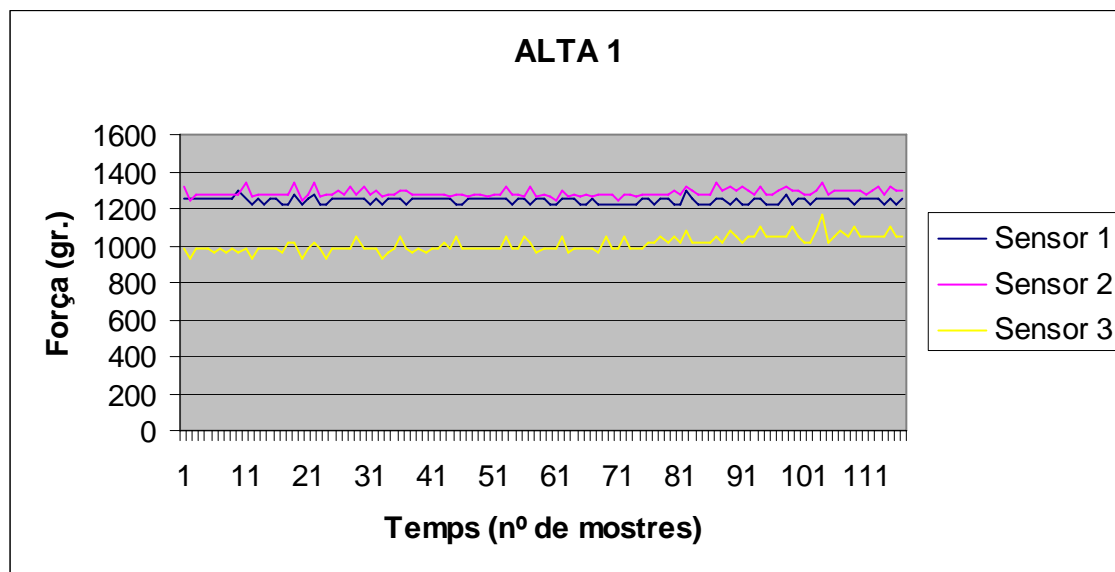


Diferències de Tensió:

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

Incidències:

Sense incidències.

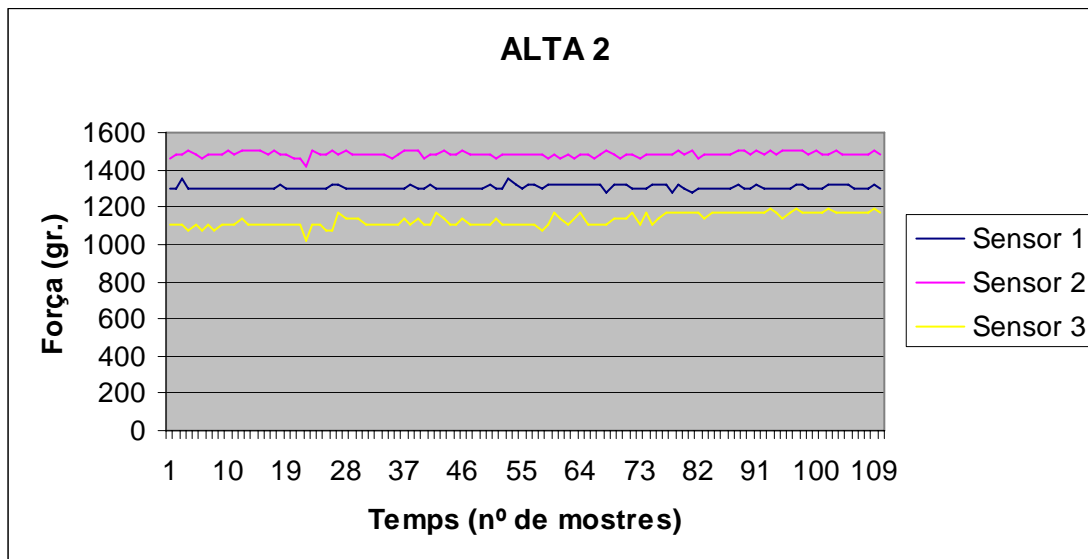
CADÀVER 2. ALTA 1.Diferències de Tensió:

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

Incidències:

Luxació pròtesi.

CADÀVER 2. ALTA 2.

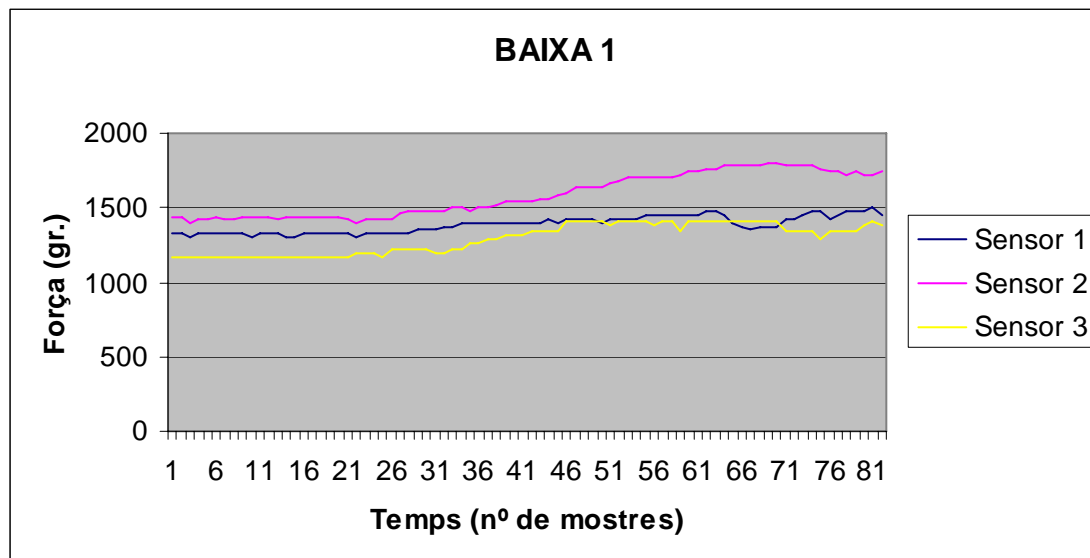


Diferències de Tensió:

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

Incidències:

Luxació pròtesi.

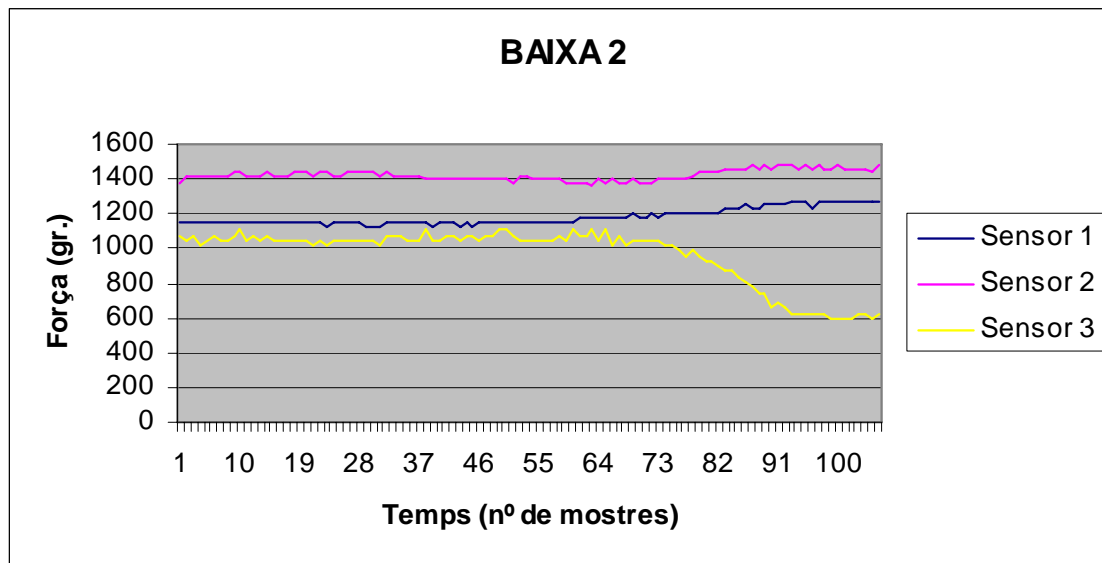
CADÀVER 2. BAIXA 1.Diferències de Tensió:

- Sensor 1: 125 gr.
- Sensor 2: 340 gr.
- Sensor 3: 240 gr.

Incidències:

Luxació posterior pròtesi.

CADÀVER 2. BAIXA 2.

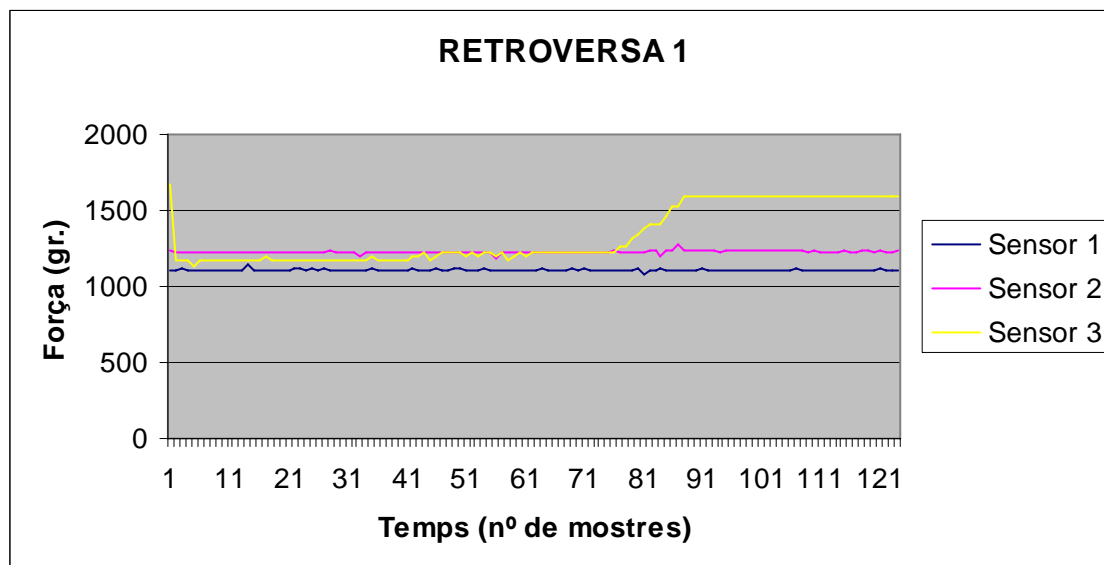


Diferències de Tensió:

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

Incidències:

Luxació posterior pròtesi.

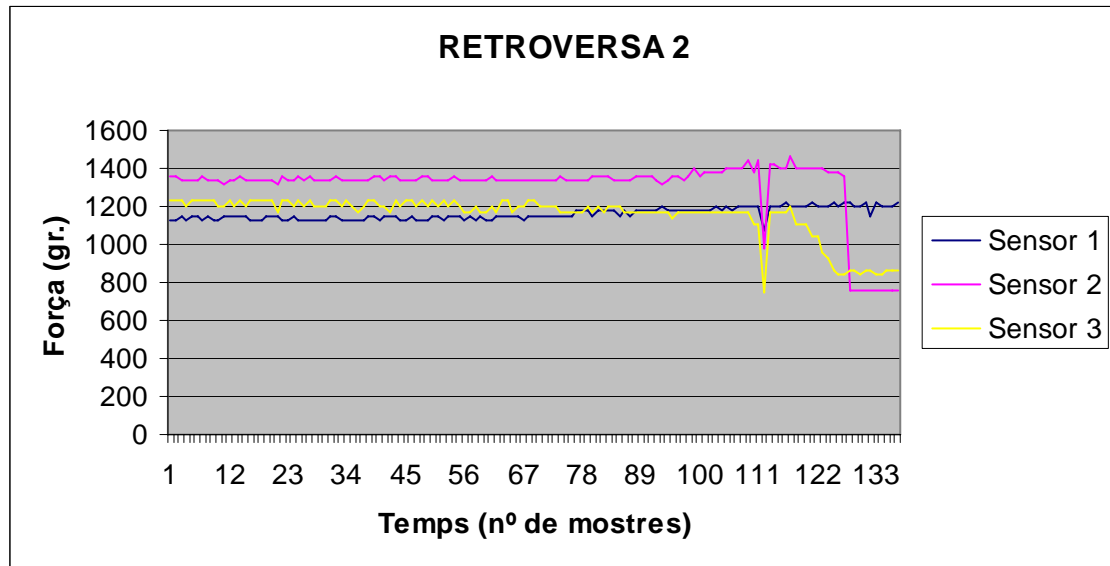
CADÀVER 2. RETROVERSA 1.Diferències de Tensió:

- Sensor 1: 0 gr.
- Sensor 2: 0 gr.
- Sensor 3: 420 gr.

Incidències:

Sense incidències.

CADÀVER 2. RETROVERSA 2.



Diferències de Tensió:

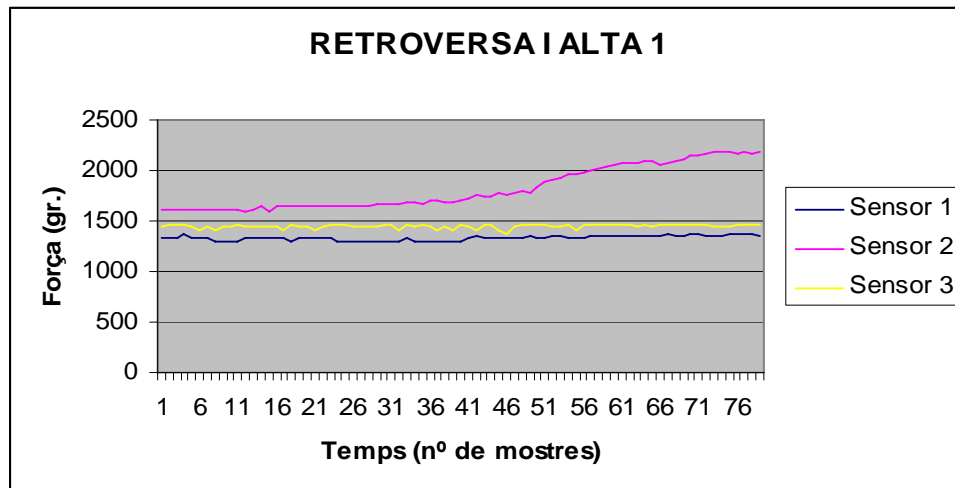
- Sensor 1: 0 gr.

- Sensor 2: 0 gr.

- Sensor 3: 0 gr.

Incidències:

Luxació posterior pròtesi.

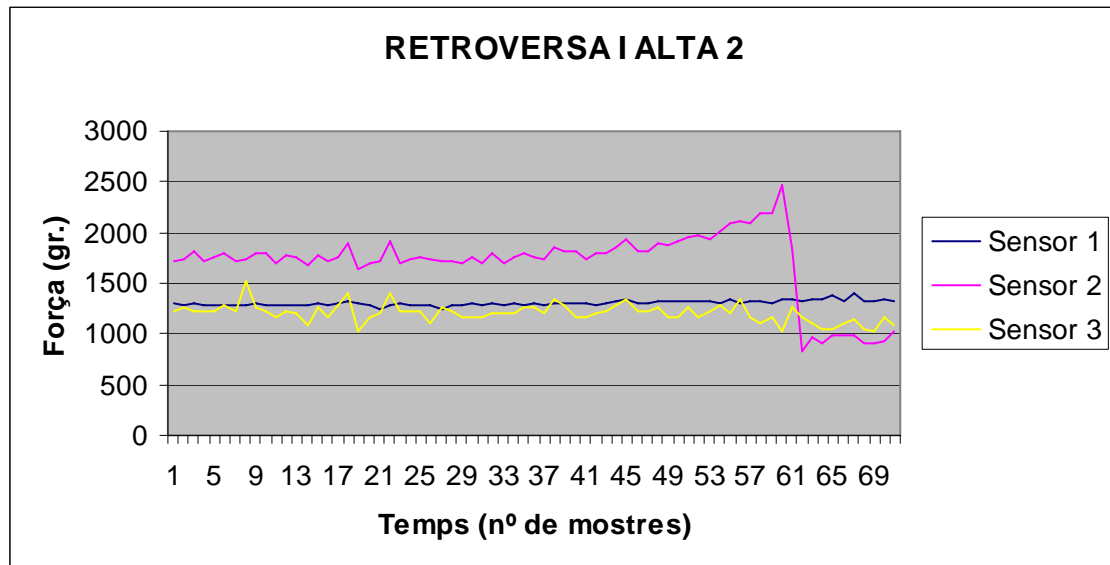
CADÀVER 2. RETROVERSA i ALTA 1.Diferències de Tensió:

- Sensor 1: 0 gr.
- Sensor 2: 540 gr.
- Sensor 3: 0 gr.

Incidències:

Sense incidències.

CADÀVER 2. RETROVERSA i ALTA 2.

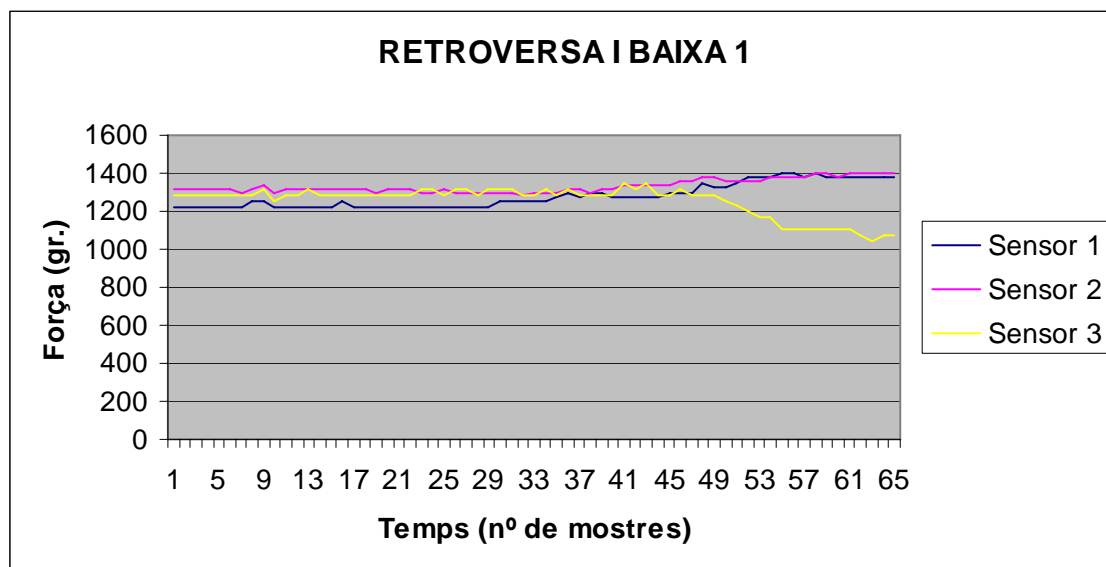


Diferències de Tensió:

- Sensor 1: 0 gr.
- Sensor 2: 700 gr.
- Sensor 3: 0 gr.

Incidències:

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

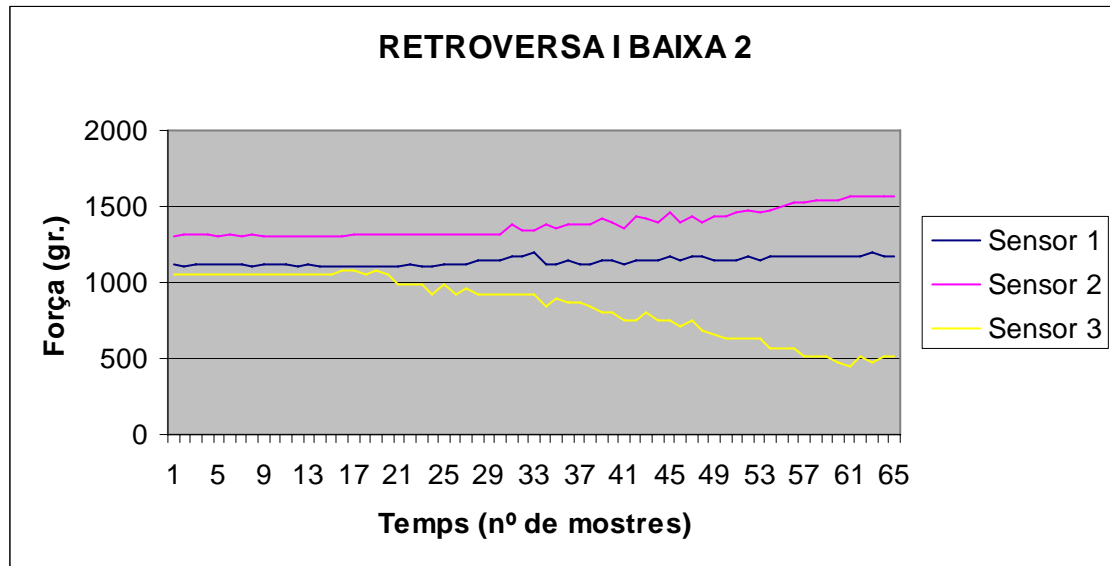
CADÀVER 2. RETROVERSA i BAIXA 1.Diferències de Tensió:

- Sensor 1: 150 gr.
- Sensor 2: 60 gr.
- Sensor 3: -240 gr.

Incidències:

Luxació posterior pròtesi.

CADÀVER 2. RETROVERSA i BAIXA 2.

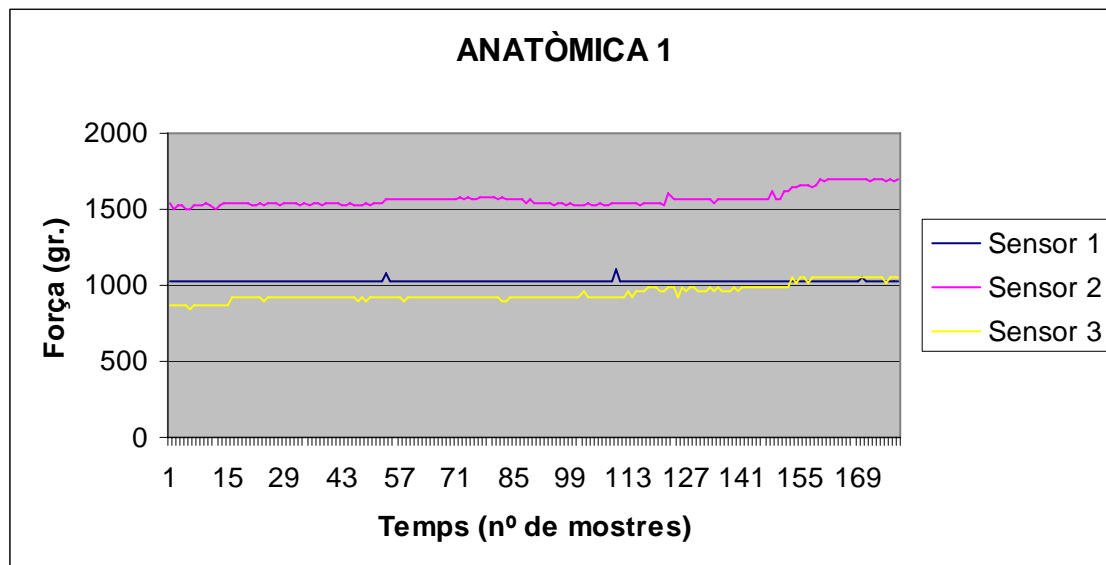


Diferències de Tensió:

- Sensor 1: 100 gr.
- Sensor 2: 260 gr.
- Sensor 3: -570 gr.

Incidències:

Luxació posterior pròtesi.

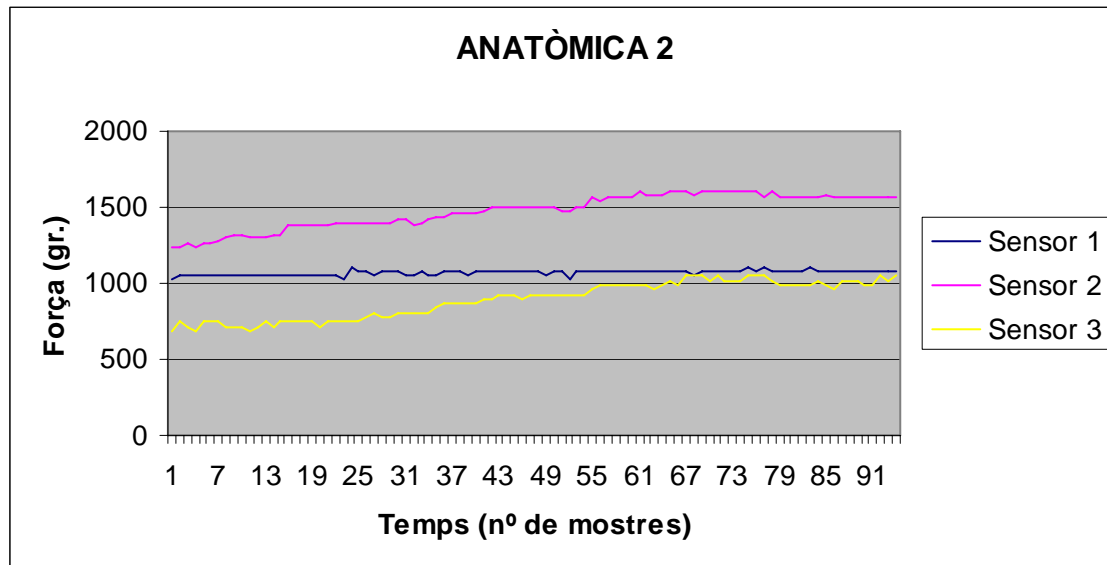
CADÀVER 3. ANATÒMICA 1.Diferències de Tensió:

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

Incidències:

Sense incidències.

CADÀVER 3. ANATÒMICA 2.

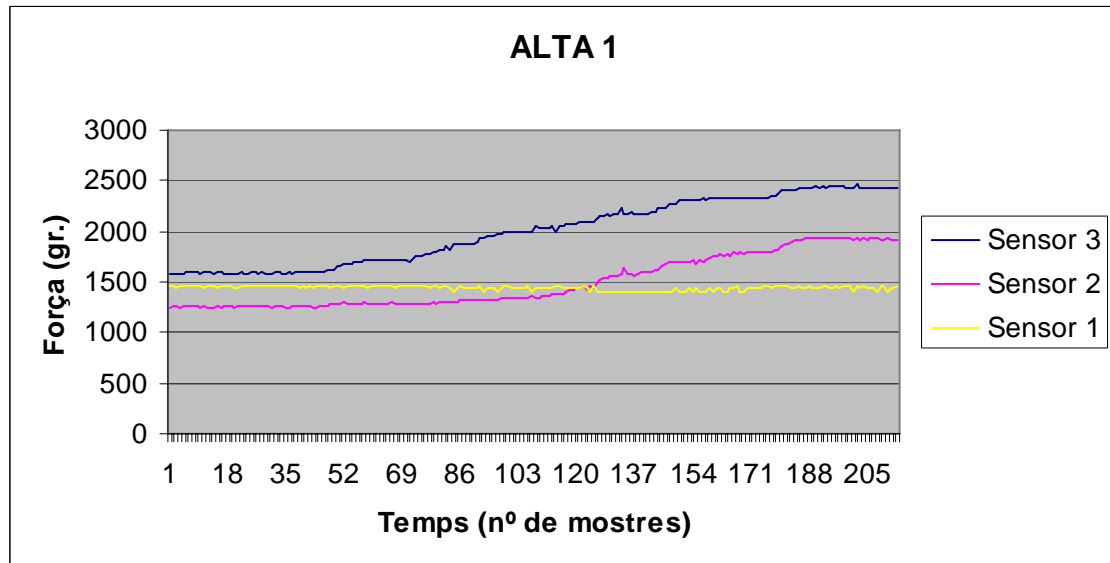


Diferències de Tensió:

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

Incidències:

Sense incidències.

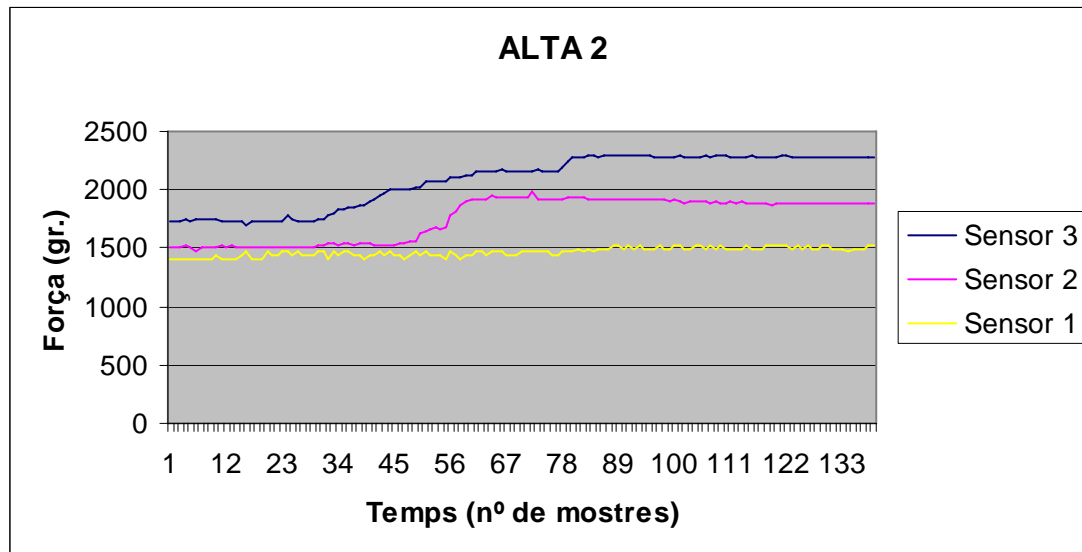
CADÀVER 3. ALTA 1.Diferències de Tensió:

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

Incidències:

Sense incidències.

CADÀVER 3. ALTA 2.

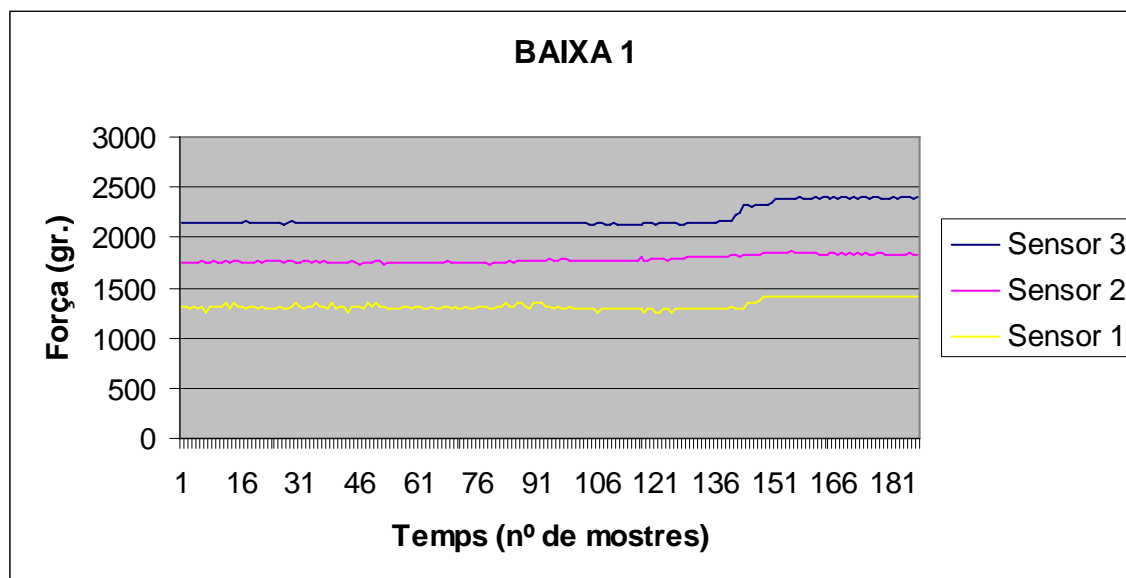


Diferències de Tensió:

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

Incidències:

Sense incidències.

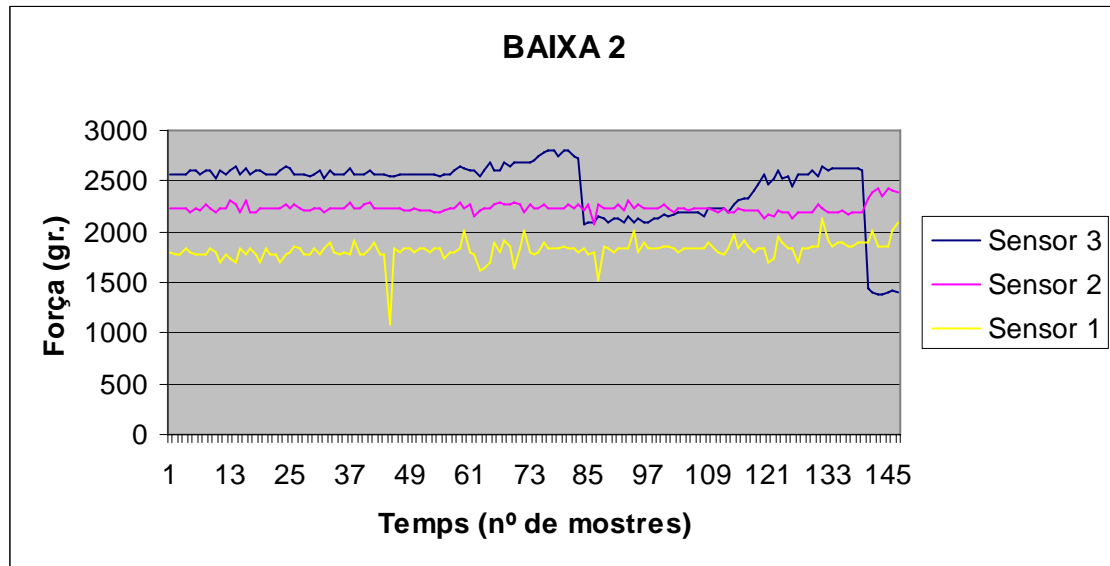
CADÀVER 3. BAIXA 1.Diferències de Tensió:

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

Incidències:

Sense incidències.

CADÀVER 3. BAIXA 2.

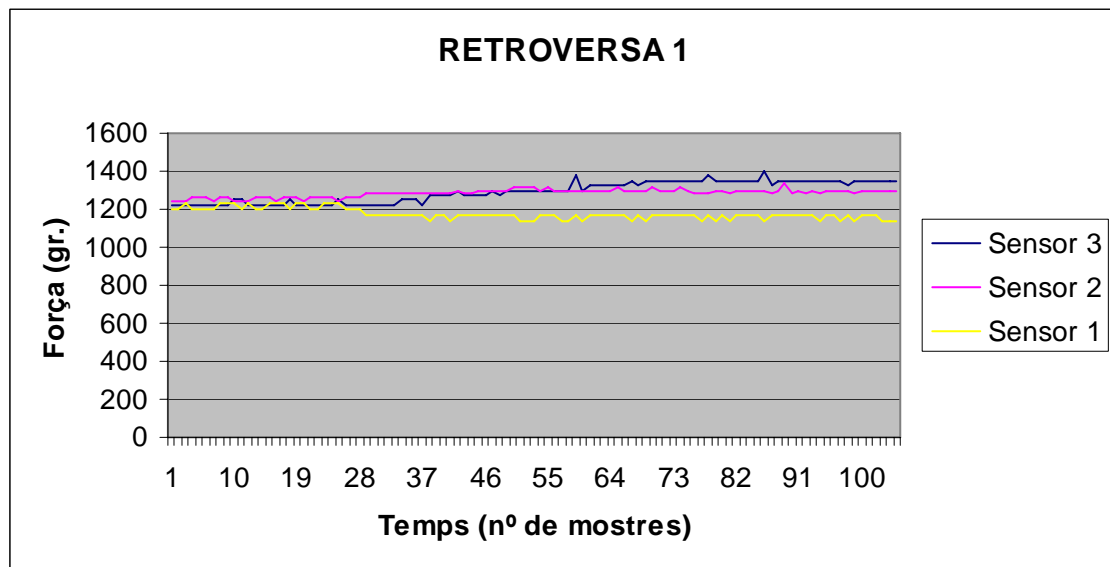


Diferències de Tensió:

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

Incidències:

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

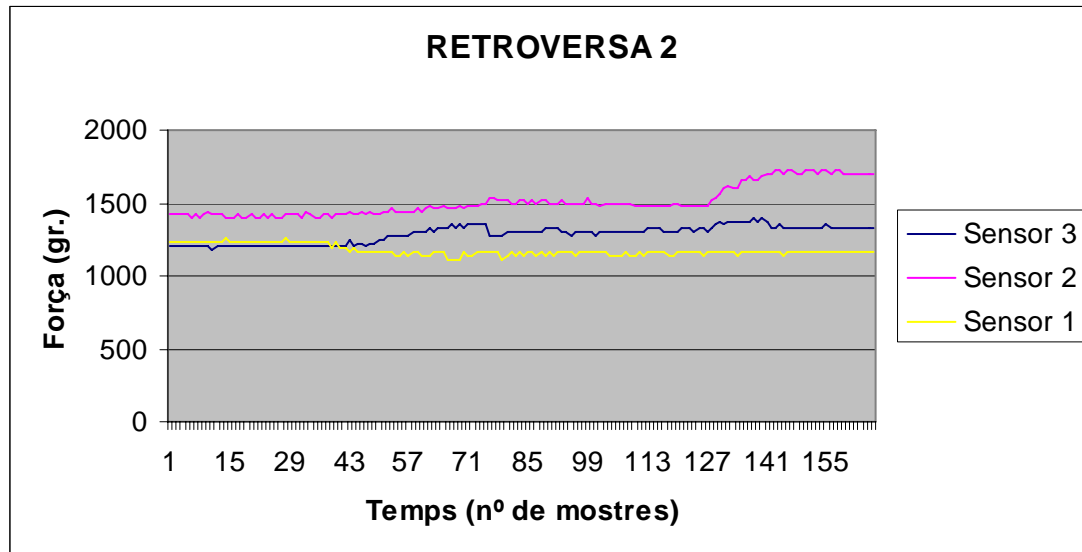
CADÀVER 3. RETROVERSA 1.Diferències de Tensió:

- Sensor 1: -60 gr.
- Sensor 2: 40 gr.
- Sensor 3: 123 gr.

Incidències:

Sense incidències.

CADÀVER 3. RETROVERSA 2.

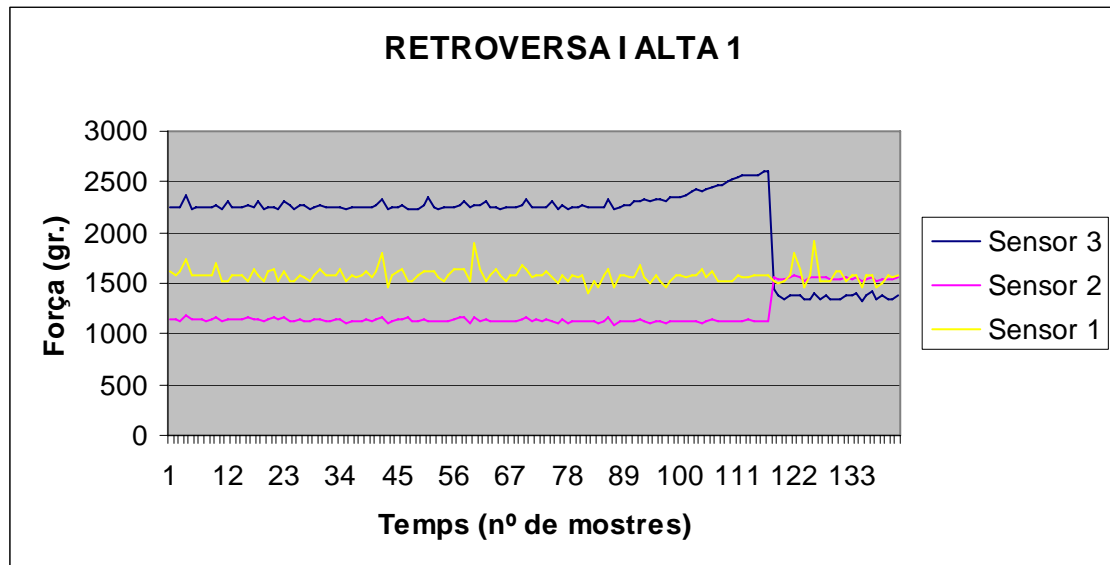


Diferències de Tensió:

- Sensor 1: -60 gr.
- Sensor 2: 280 gr.
- Sensor 3: 140 gr.

Incidències:

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

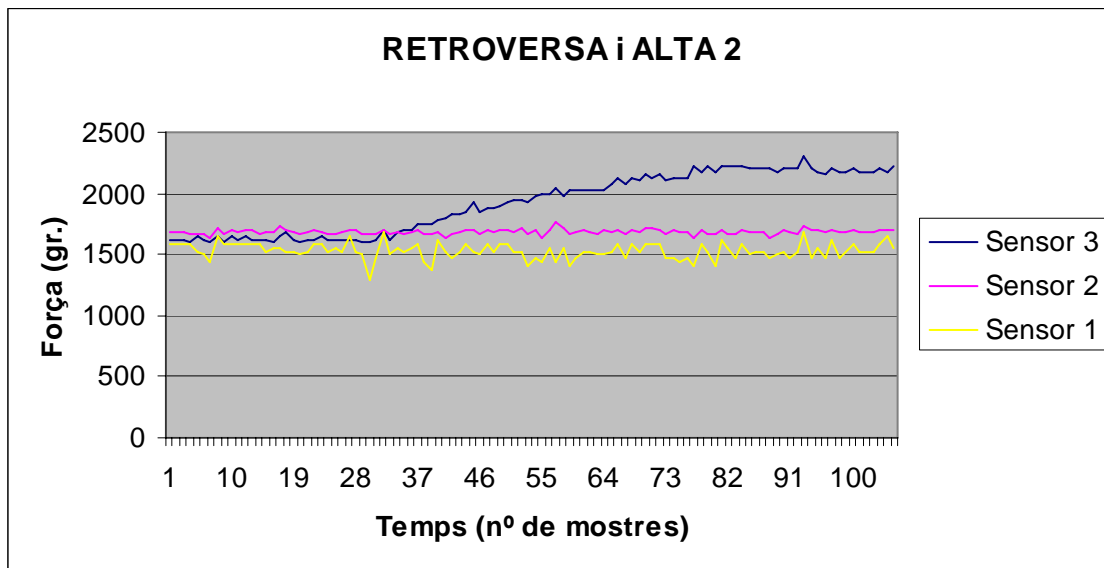
CADÀVER 3. RETROVERSA i ALTA 1.Diferències de Tensió:

- Sensor 1: 0 gr. (constant)
- Sensor 2: 447 gr.
- Sensor 3: 300 gr.

Incidències:

Trenca sutura entre tuberositat gran i diàfisi (sensor 3)

CADÀVER 3. RETROVERSA i ALTA 2.

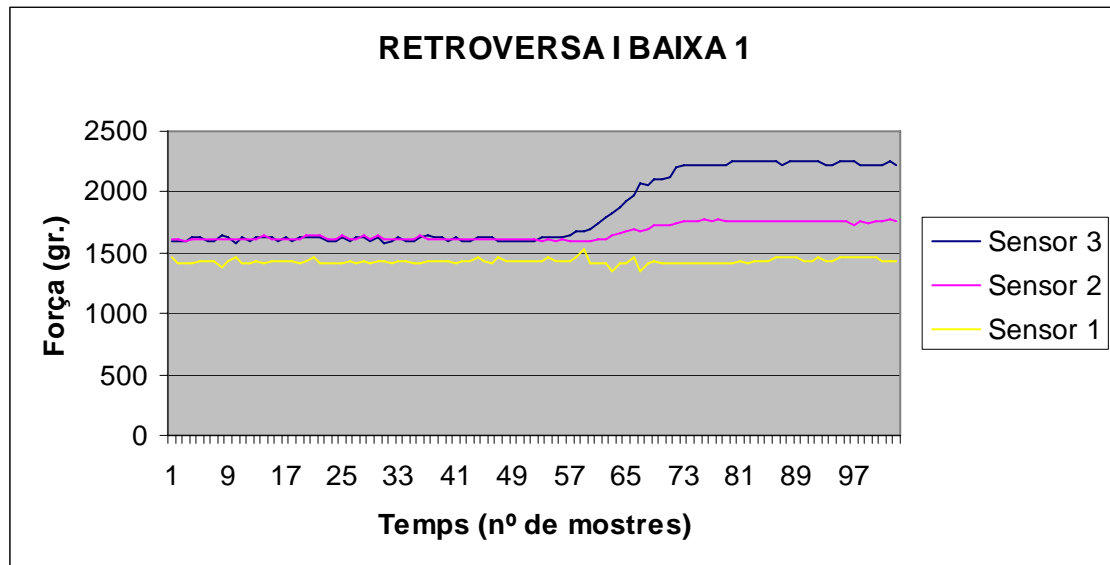


Diferències de Tensió:

- Sensor 1: 0 gr. (constant)
- Sensor 2: 0 gr. (constant)
- Sensor 3: 588 gr.

Incidències:

Sense incidències.

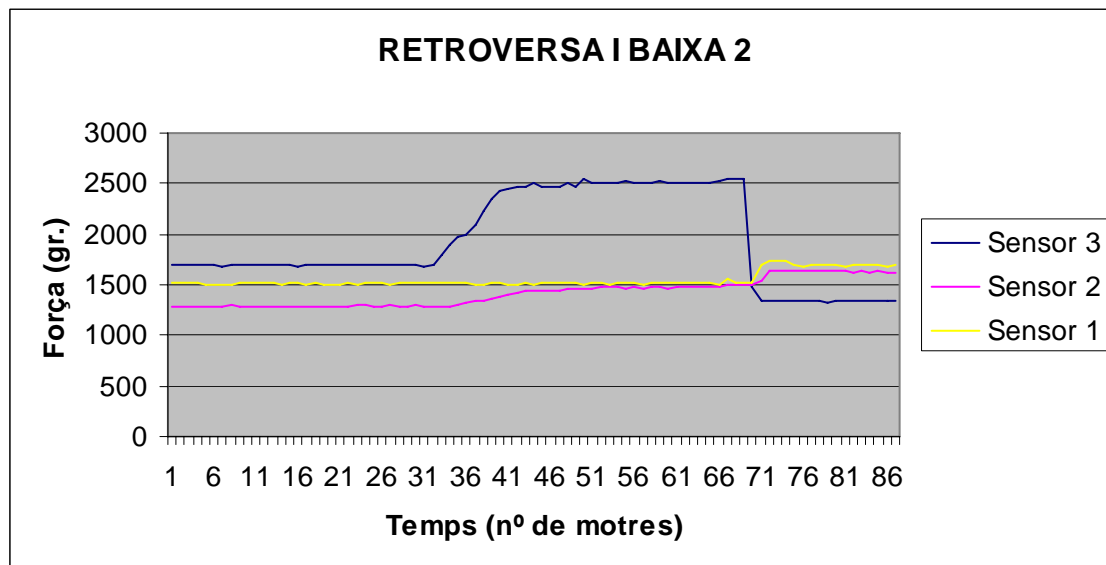
CADÀVER 3. RETROVERSA i BAIXA 1.Diferències de Tensió:

- Sensor 1: 0 gr. (constant)
- Sensor 2: 140 gr.
- Sensor 3: 630 gr.

Incidències:

Sense incidències.

CADÀVER 3. RETROVERSA i BAIXA 2.

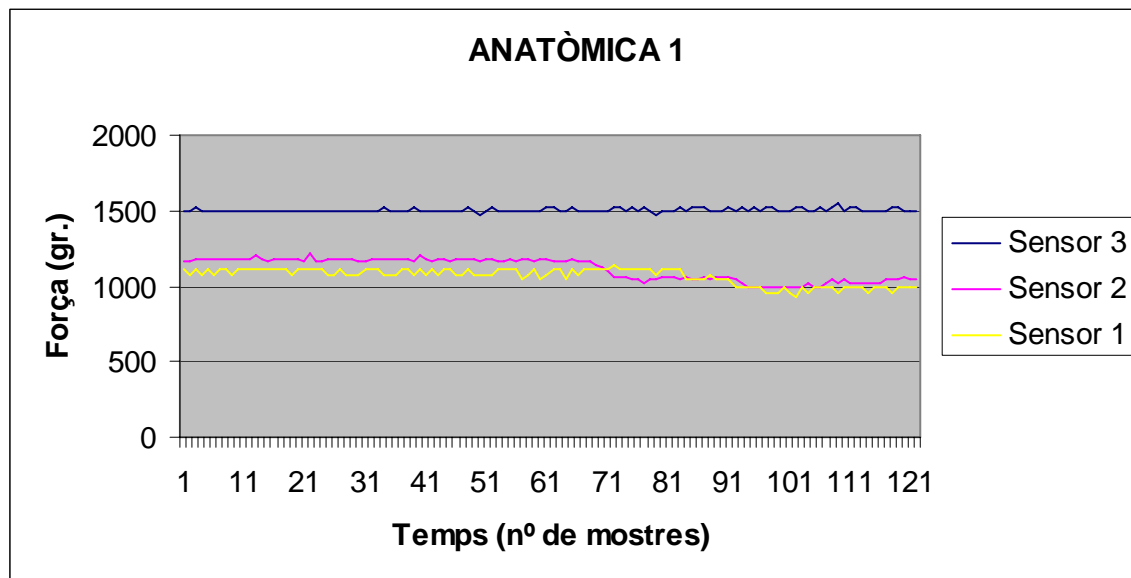


Diferències de Tensió:

- Sensor 1: 150 gr.
- Sensor 2: 360 gr.
- Sensor 3: 800 gr.

Incidències:

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

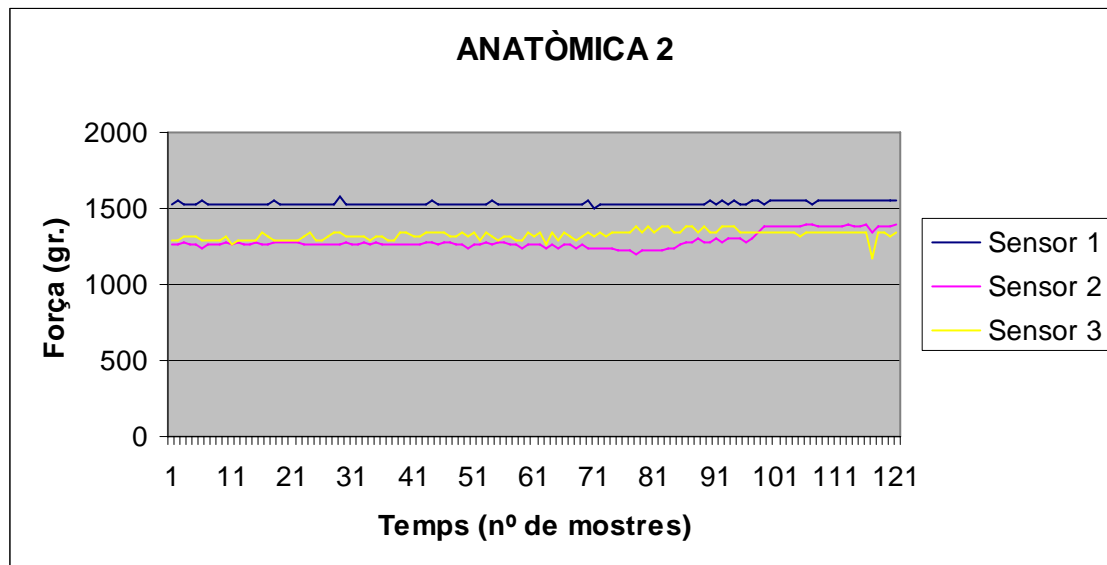
CADÀVER 4. ANATÒMICA 1.Diferències de Tensió:

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

Incidències:

Subluxació pròtesi.

CADÀVER 4. ANATÒMICA 2.

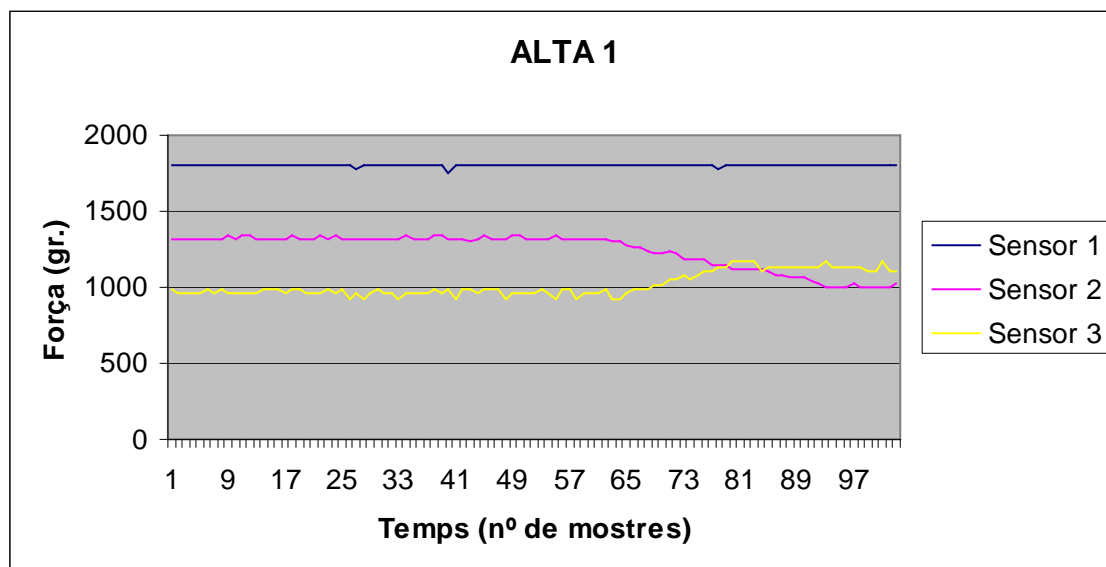


Diferències de Tensió:

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

Incidències:

Subluxació pròtesi.

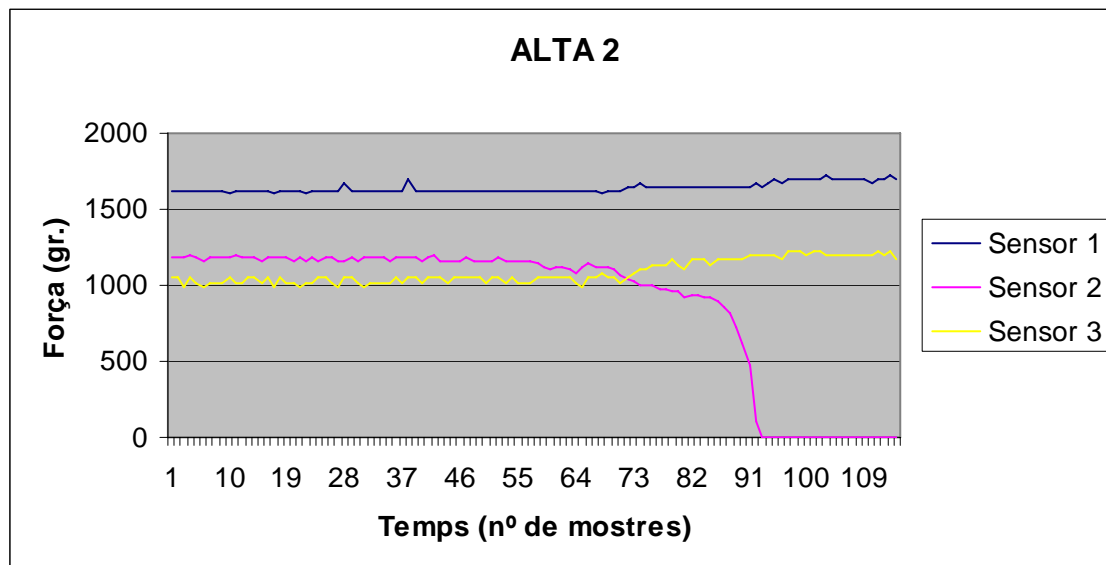
CADÀVER 4. ALTA 1.Diferències de Tensió:

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

Incidències:

Subluxació pròtesi.

CADÀVER 4. ALTA 2.

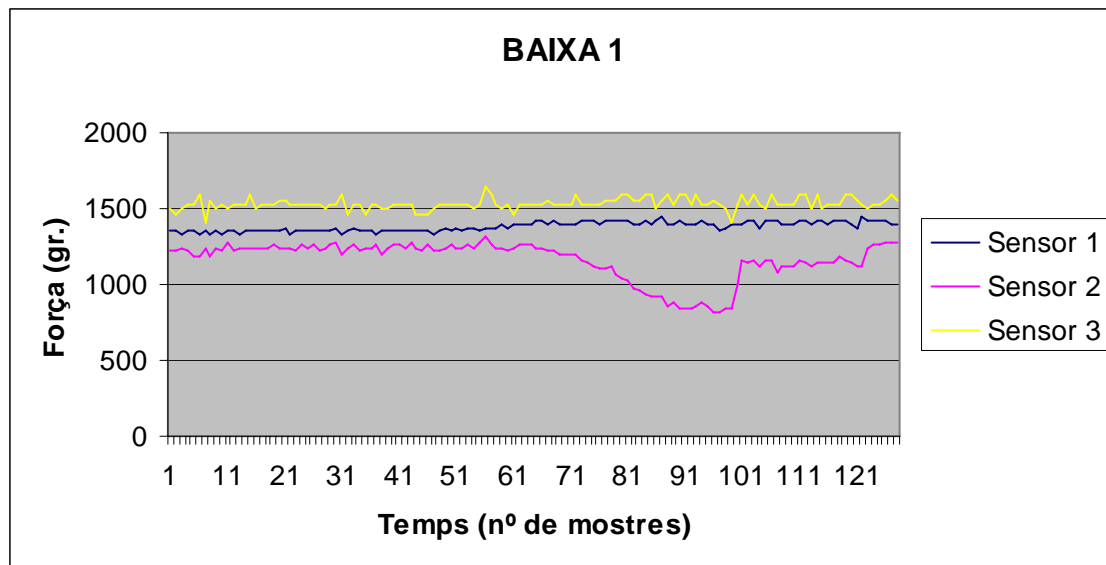


Diferències de Tensió:

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

Incidències:

Subluxació pròtesi.

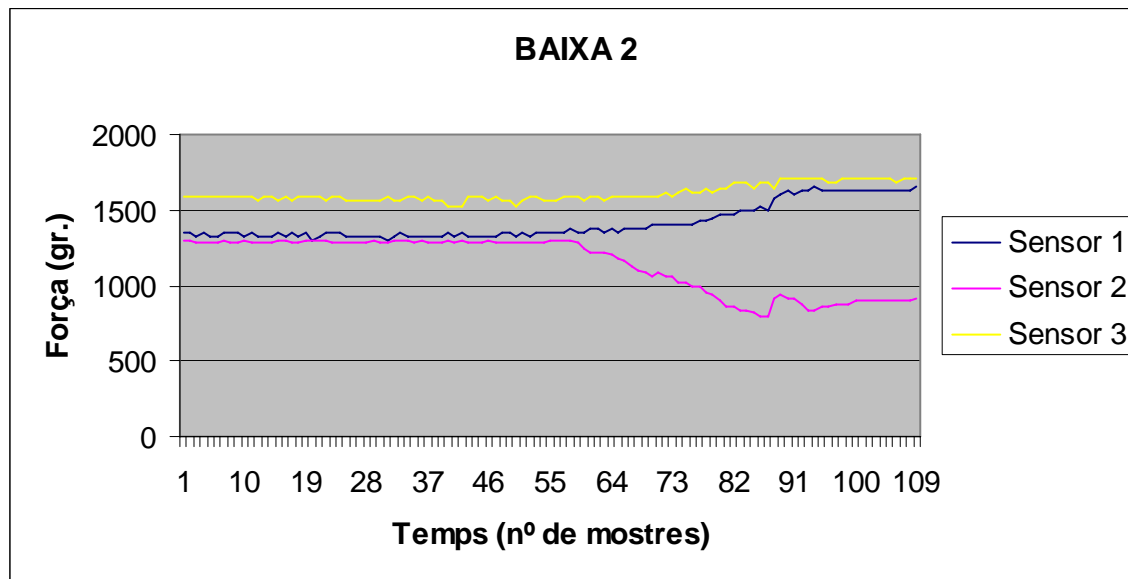
CADÀVER 4. BAIXA 1.Diferències de Tensió:

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

Incidències:

Subluxació pròtesi.

CADÀVER 4. BAIXA 2.

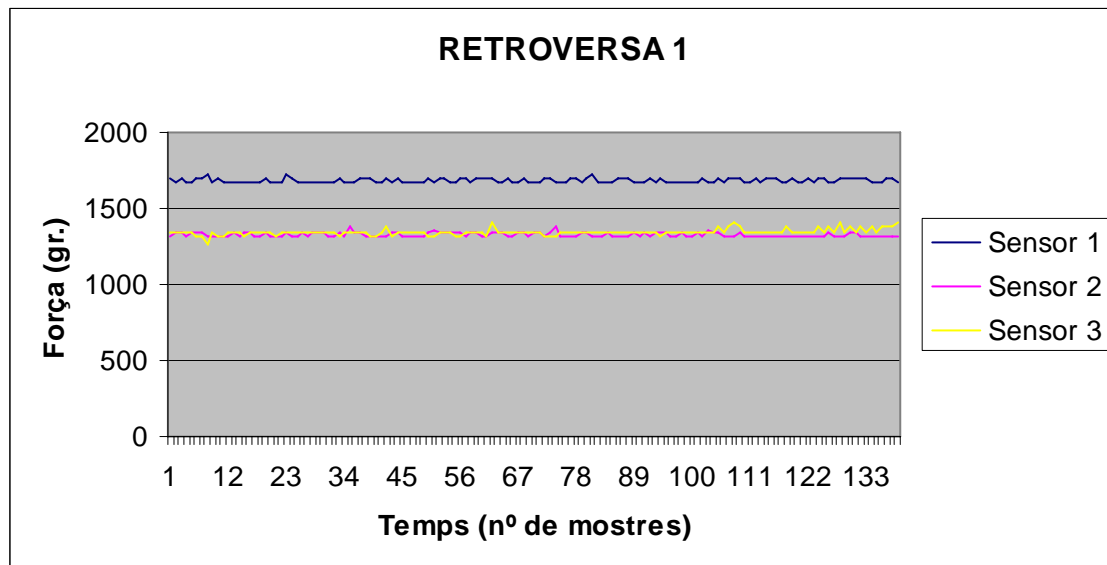


Diferències de Tensió:

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

Incidències:

Subluxació pròtesi.

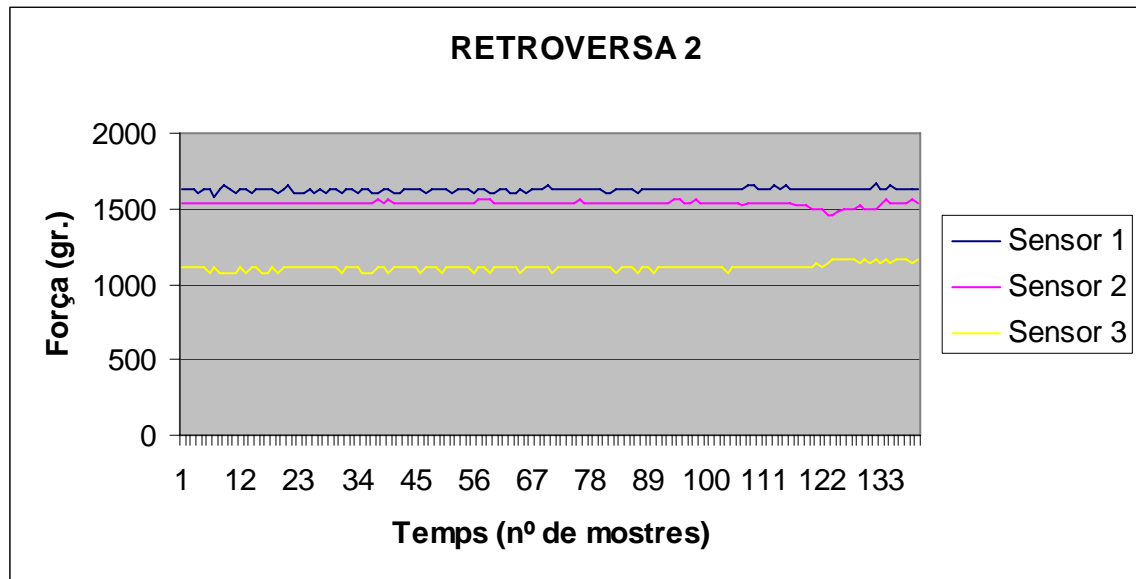
CADÀVER 4. RETROVERSA 1.Diferències de Tensió:

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

Incidències:

Subluxació pròtesi.

CADÀVER 4. RETROVERSA 2.

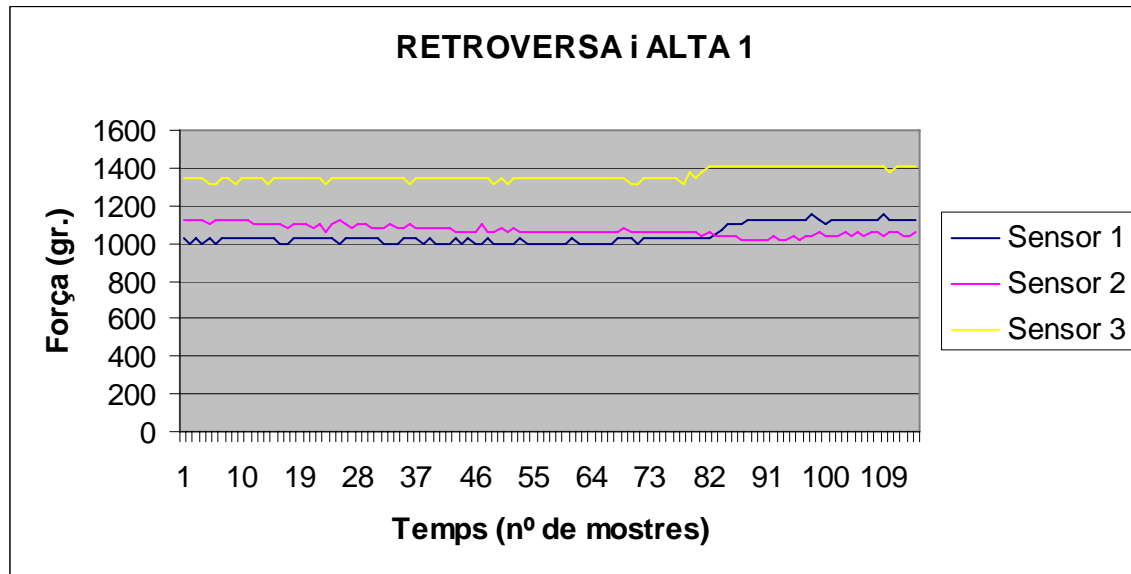


Diferències de Tensió:

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

Incidències:

Subluxació pròtesi.

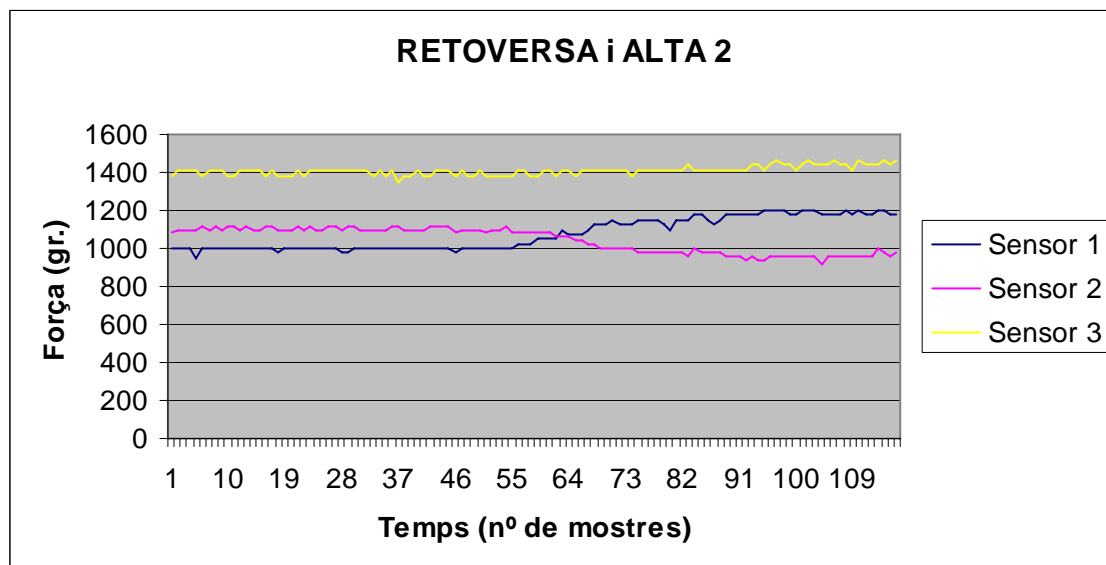
CADÀVER 4. RETROVERSA i ALTA 1.Diferències de Tensió:

- Sensor 1: 125 gr.
- Sensor 2: -100gr.
- Sensor 3: 60 gr.

Incidències:

Sense incidències.

CADÀVER 4. RETROVERSA i ALTA 2.

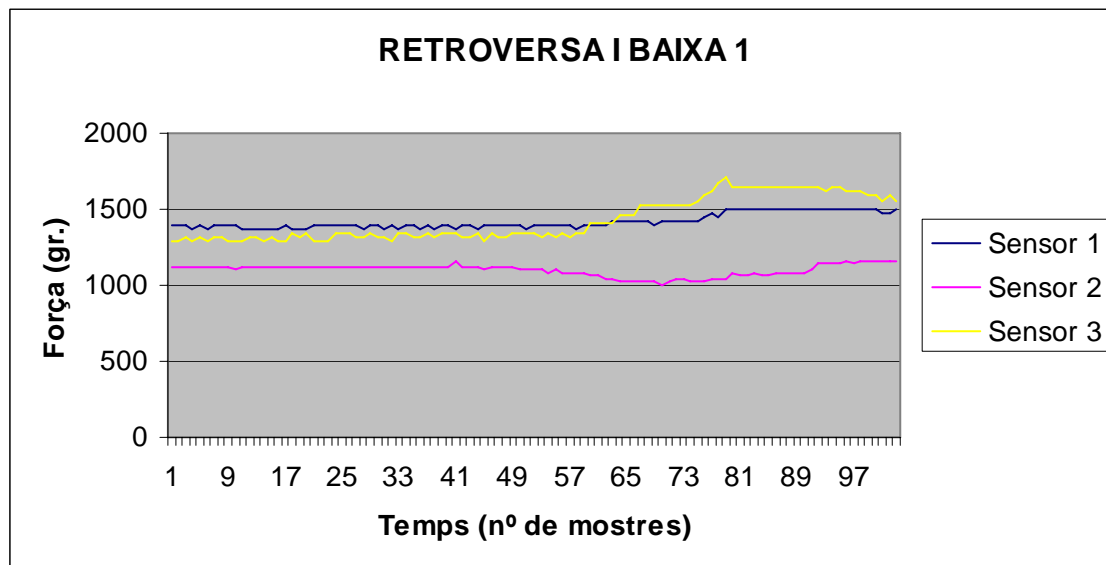


Diferències de Tensió:

- Sensor 1: 200 gr.
- Sensor 2: -140gr.
- Sensor 3: 60 gr.

Incidències:

Sense incidències.

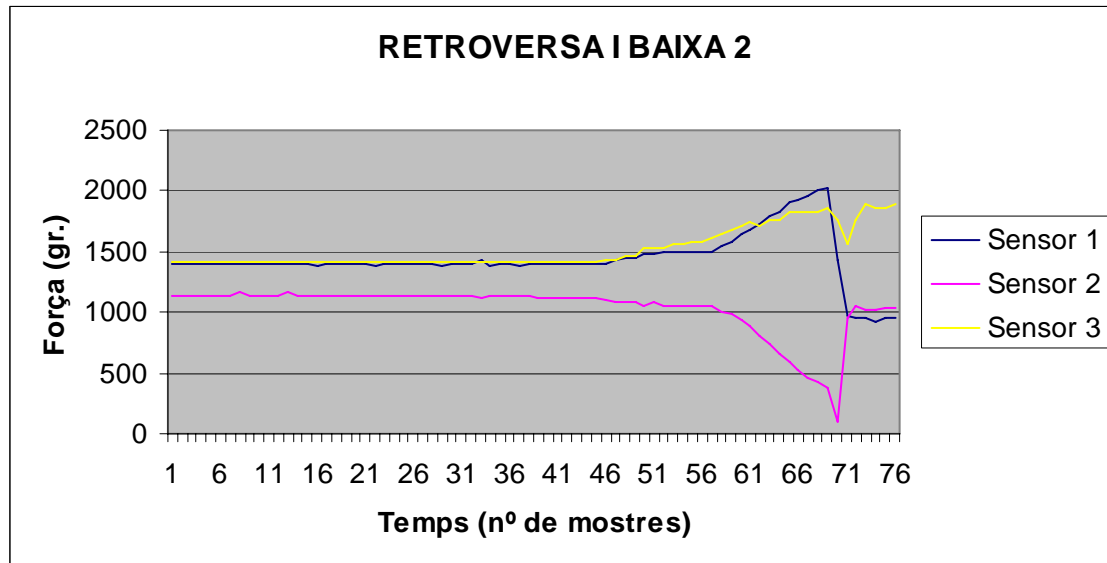
CADÀVER 4. RETROVERSA i BAIXA 1.Diferències de Tensió:

- Sensor 1: 100 gr.
- Sensor 2: -100gr.
- Sensor 3: 300 gr.

Incidències:

Subluxació pròtesi.

CADÀVER 4. RETROVERSA i BAIXA 2.



Diferències de Tensió:

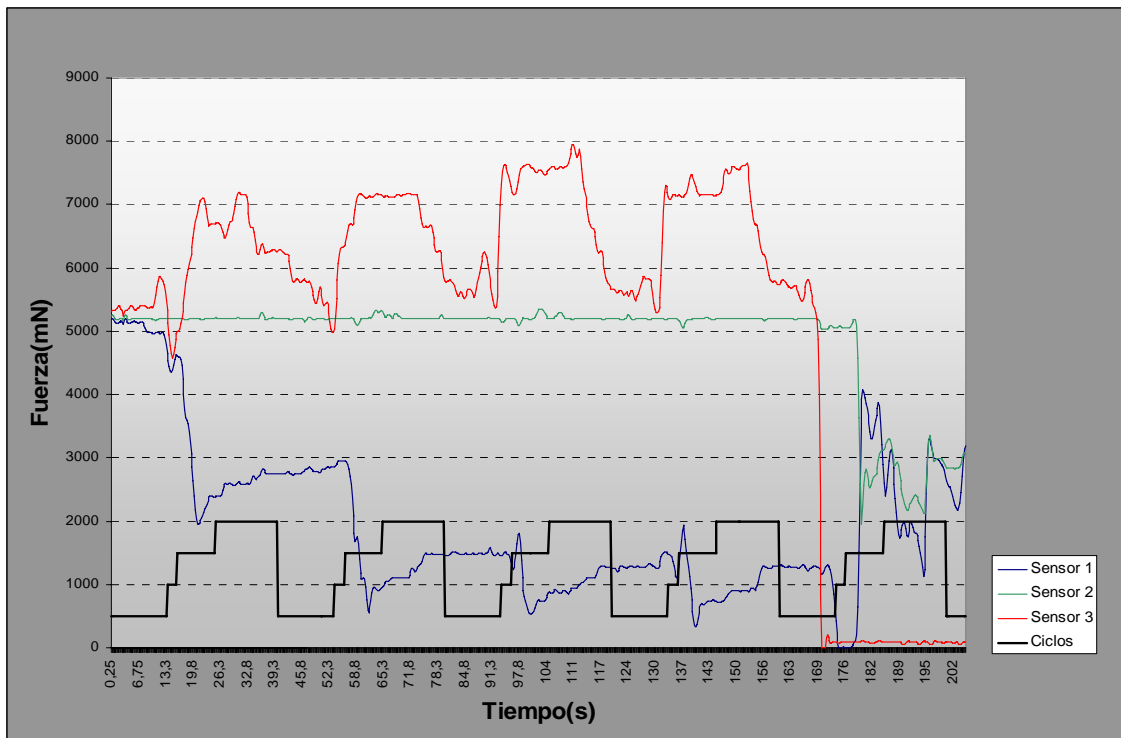
- Sensor 1: 618 gr.
- Sensor 2: -1040gr.
- Sensor 3: 420 gr.

Incidències:

- Trenca sutura entre tuberositat gran i diàfisi (sensor 3) + Subluxació pròtesi.

8.2 Gràfiques estudi dinàmic.

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 TENSÍO:

Sensor 1 en Elevació anterior: 0

Sensor 1 en Rotació externa: 0

Sensor 1 en Rotació interna: -1236

Sensor 1 en retropulsió: 353

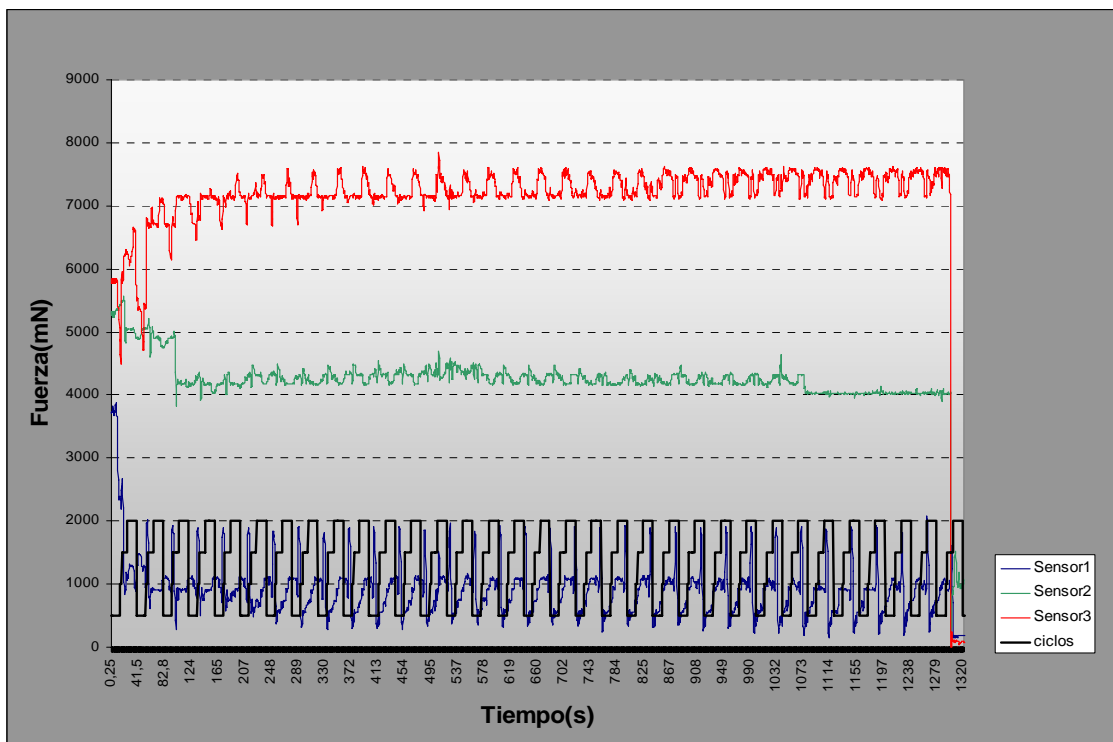
Sensor 3 en Elevació anterior: -1314

Sensor 3 en Rotació externa: 1373

Sensor 3 en Rotació interna: 804

Sensor 3 en retropulsió: - 1304

ANATÒMICA 2



CICLES:

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

Patró d'encaix:

- Sensor 1: 2
- Sensor 3: 2

Diferències de tensió d'encaix:

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

DIFERÈNCIES DE TENSÍO:

Sensor 1 en Elevació anterior: 50

Sensor 1 en Rotació externa: 1040

Sensor 1 en Rotació interna: -794

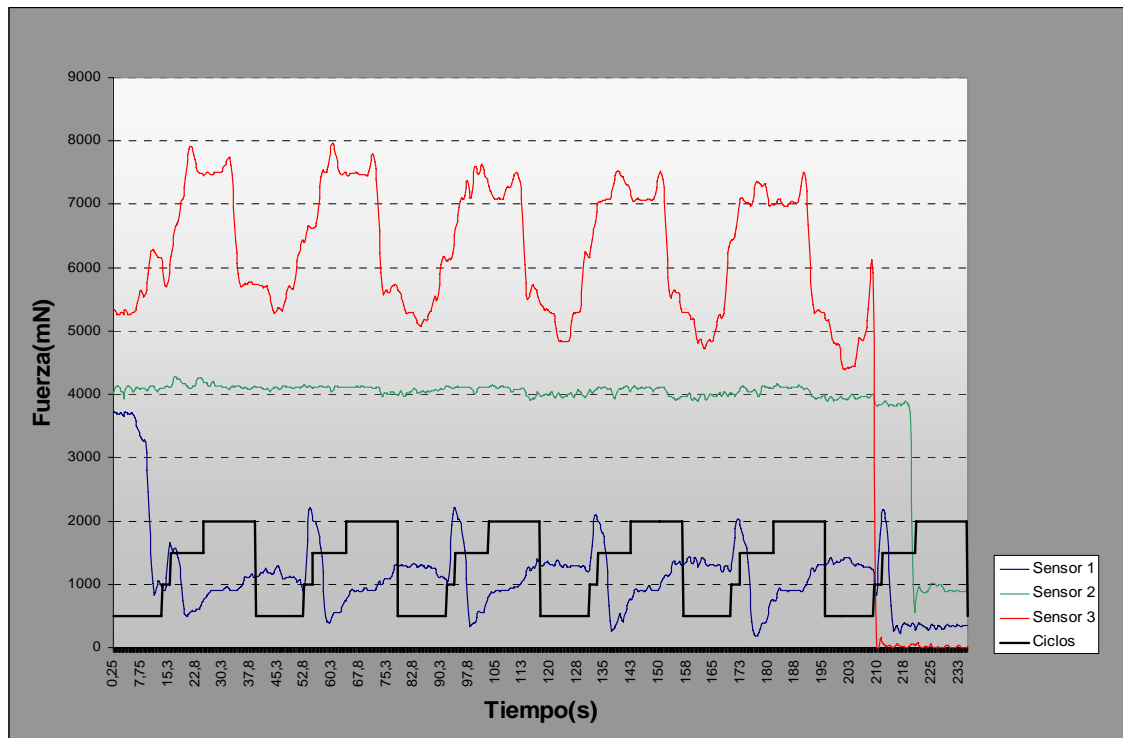
Sensor 1 en retropulsió: 0

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**CICLES:**

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

Patró 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

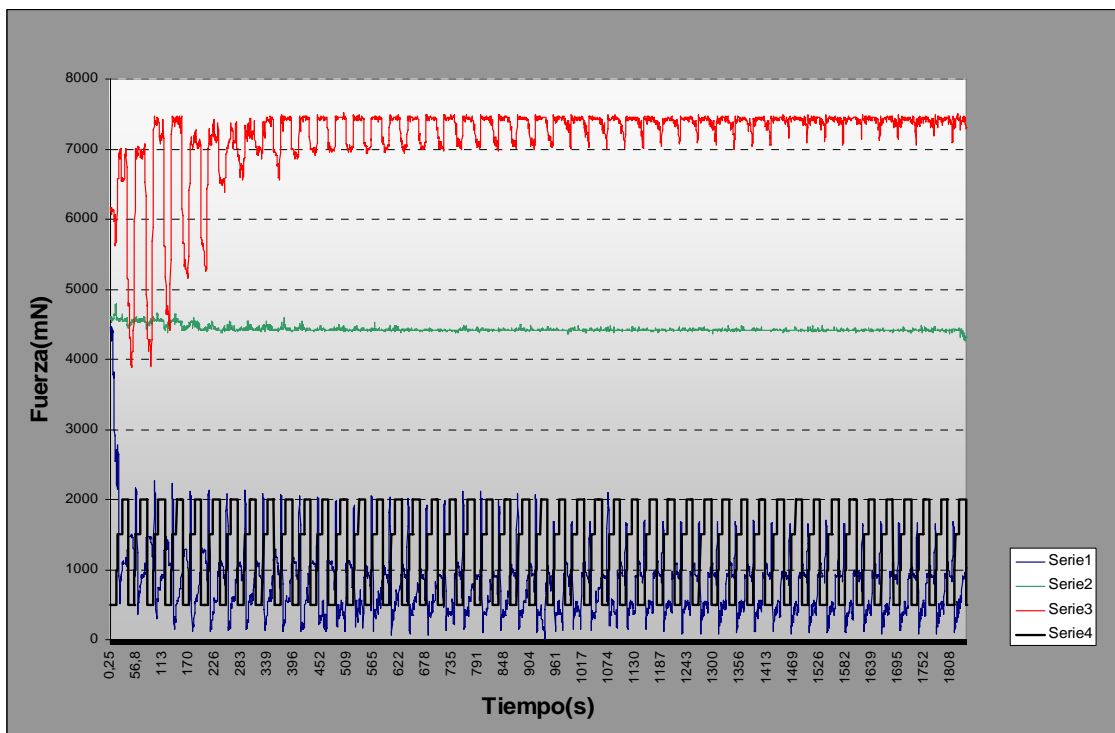
Sensor 3 en Elevació anterior: 1060

Sensor 3 en Rotació externa: 216

Sensor 3 en Rotació interna: 1304

Sensor 3 en retropulsió: - 1854

ANATÒMICA 4



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

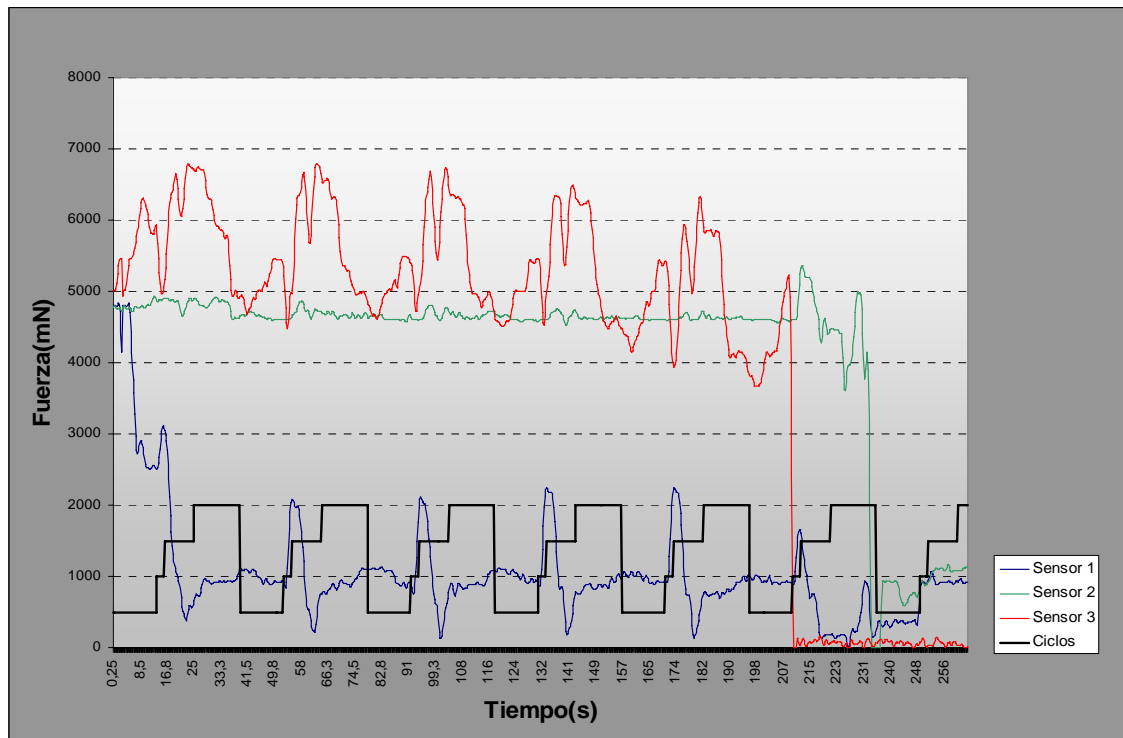
Sensor 1 en retropulsió: 697

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**CICLES:**

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

Patró d'encaix:

- Sensor 1: 3
- Sensor 3: 3

Diferències de tensió d'encaix:

- Sensor 1: -2030
- Sensor 3: 1259

DIFERÈNCIES DE TENSIO:

Sensor 1 en Elevació anterior: -196

Sensor 1 en Rotació externa: 1157

Sensor 1 en Rotació interna: -1815

Sensor 1 en retropulsió: 353

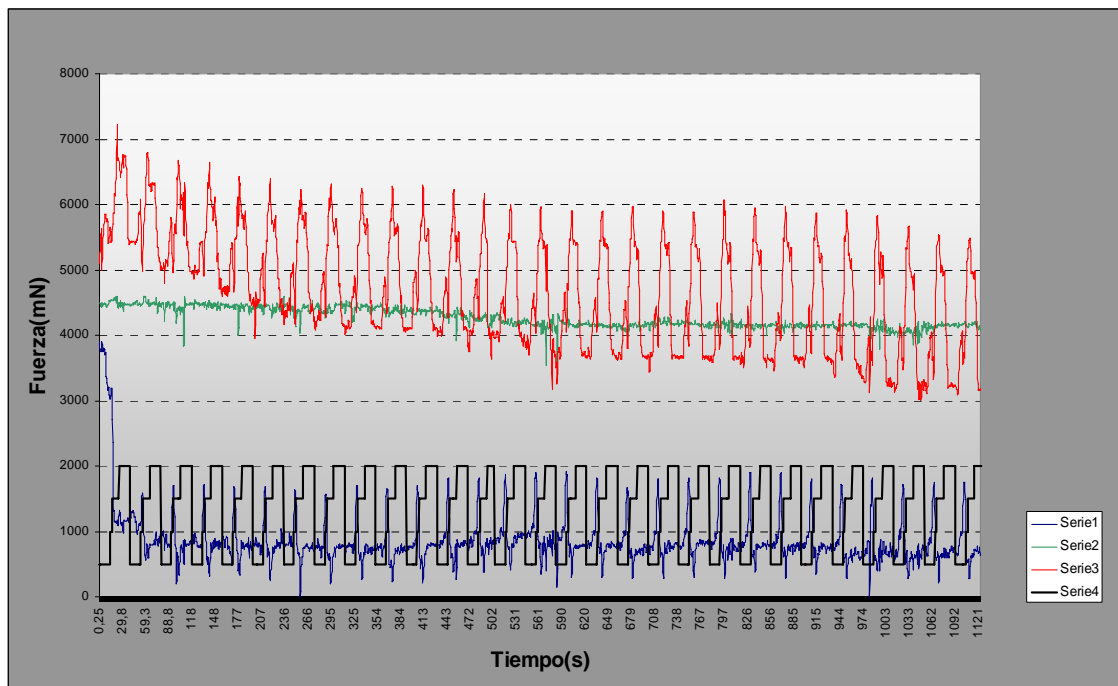
Sensor 3 en Elevació anterior: 511

Sensor 3 en Rotació externa: -874

Sensor 3 en Rotació interna: 1756

Sensor 3 en retropulsió: - 1707

ALTA 2



CICLES:

No trenca cap sutura.

Patró d'encaix:

- Sensor 1: 3
- Sensor 3: 3

Diferències de tensió d'encaix:

- Sensor 1: -834
- Sensor 3: 736

DIFERÈNCIES DE TENSÍO:

Sensor 1 en Elevació anterior: -324

Sensor 1 en Rotació externa: 461

Sensor 1 en Rotació interna: -942

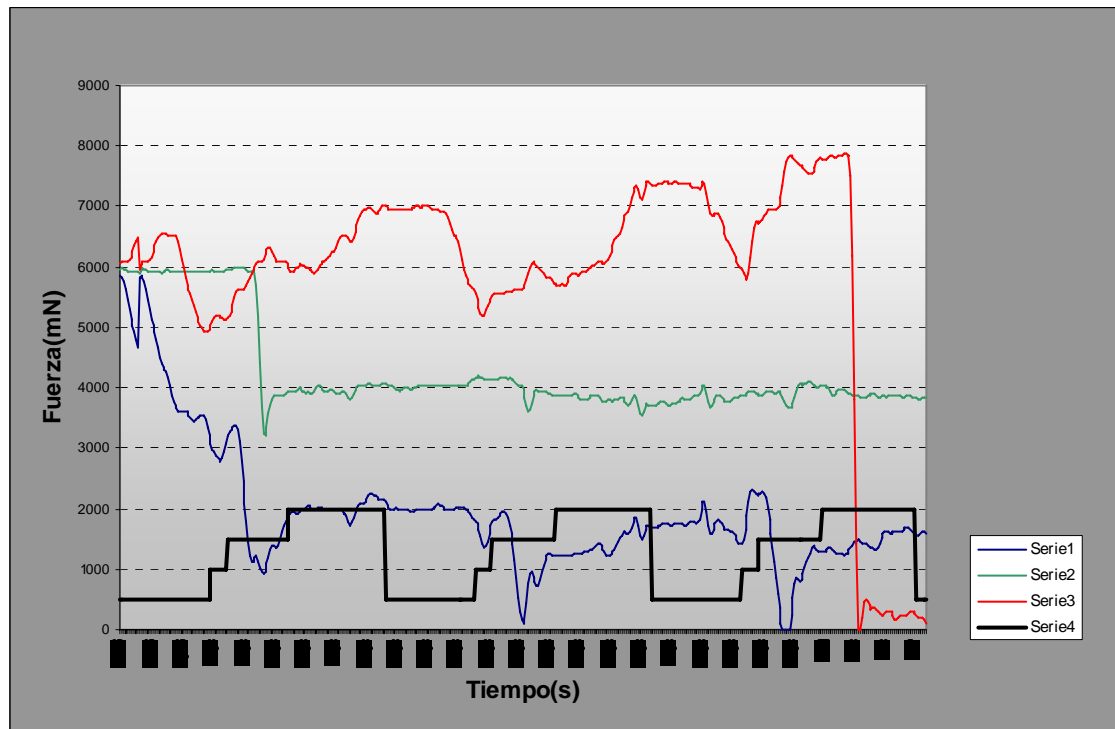
Sensor 1 en retropulsió: 295

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**CICLES:**

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

Patró 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

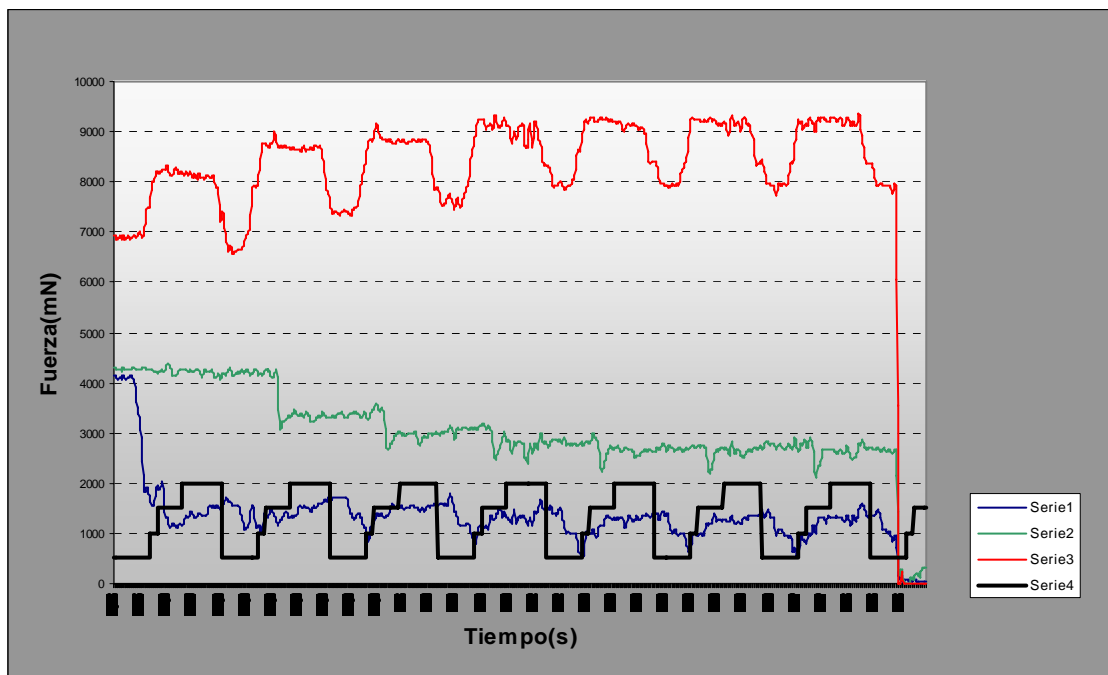
Sensor 3 en Elevació anterior: 1393

Sensor 3 en Rotació externa: -284

Sensor 3 en Rotació interna: 510

Sensor 3 en retropulsió: 1668

BAIXA 1



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: -2227
- Sensor 3: 0

DIFERÈNCIES DE TENSÍO:

Sensor 1 en Elevació anterior: -412

Sensor 1 en Rotació externa: 373

Sensor 1 en Rotació interna: 0

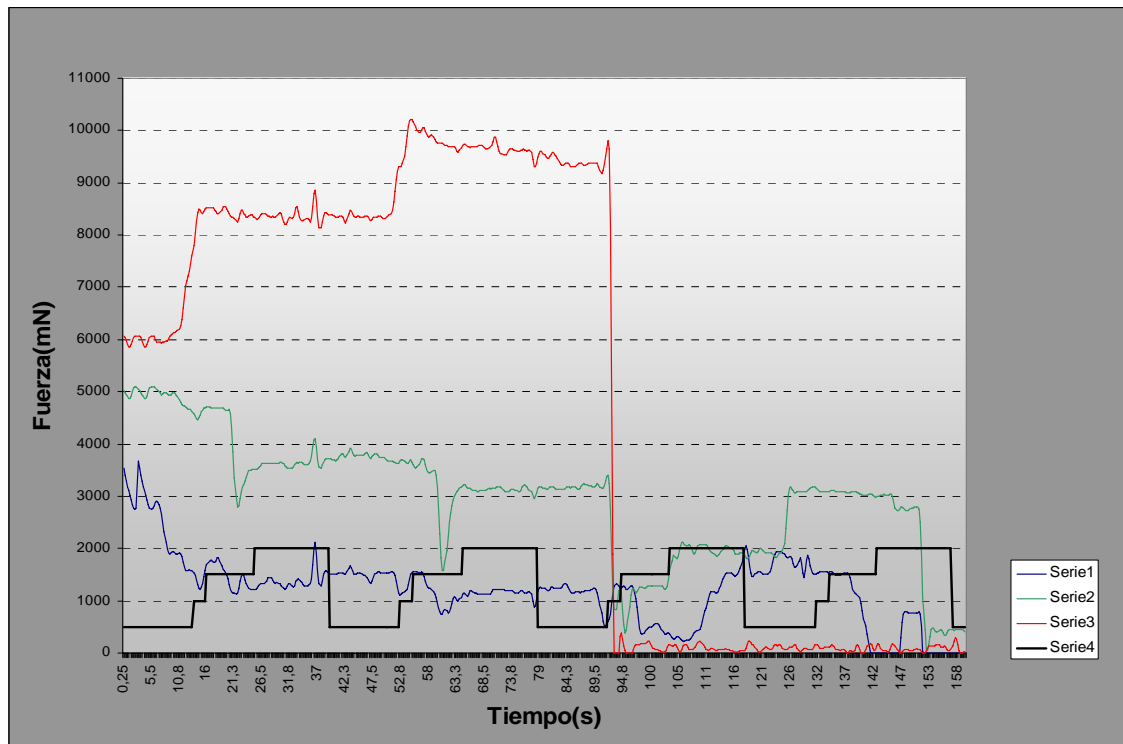
Sensor 1 en retropulsió: 0

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**CICLES:**

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

Patró d'encaix:

- Sensor 1: 3
- Sensor 3: 4

Diferències de tensió d'encaix:

- Sensor 1: -766
- Sensor 3: 0

DIFERÈNCIES DE TENSÍO:

Sensor 1 en Elevació anterior: -393

Sensor 1 en Rotació externa: 382

Sensor 1 en Rotació interna: -745

Sensor 1 en retropulsió: 0

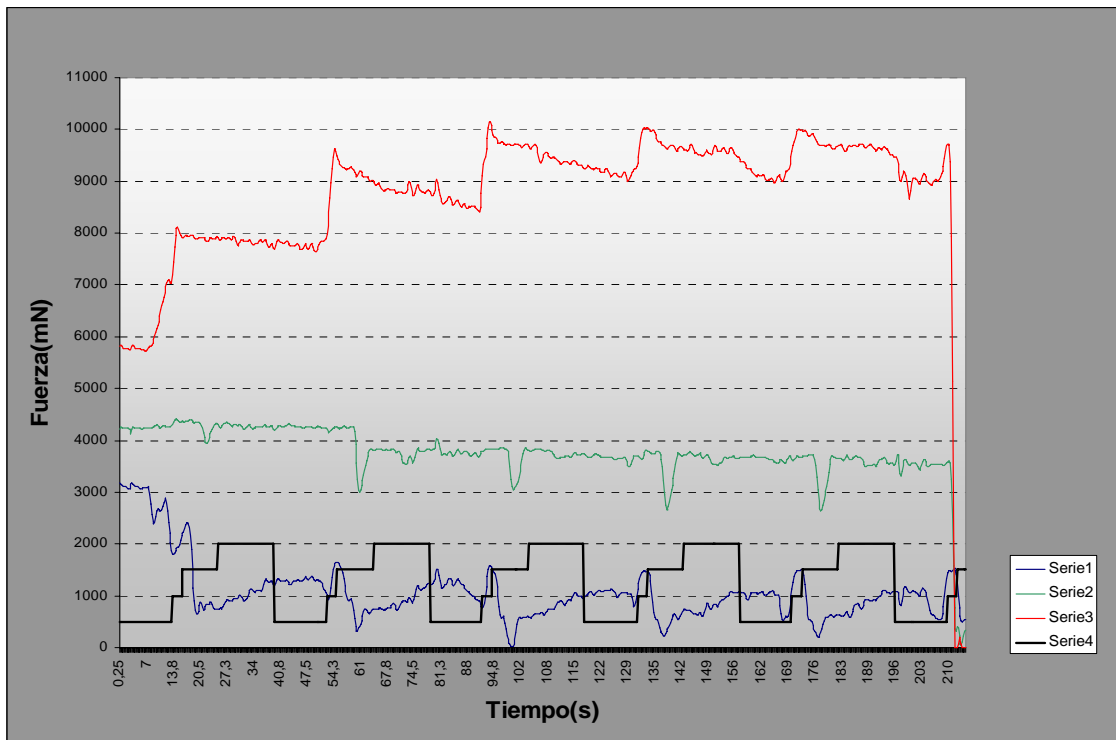
Sensor 3 en Elevació anterior: 991

Sensor 3 en Rotació externa: 843

Sensor 3 en Rotació interna: -392

Sensor 3 en retropulsió: 0

BAIXA 3



CICLES:

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

Patró d'encaix:

- Sensor 1: 3
- Sensor 3: 4

Diferències de tensió d'encaix:

- Sensor 1: -1295
- Sensor 3: 0

DIFERÈNCIES DE TENSÍO:

Sensor 1 en Elevació anterior: -246

Sensor 1 en Rotació externa: 648

Sensor 1 en Rotació interna: -1275

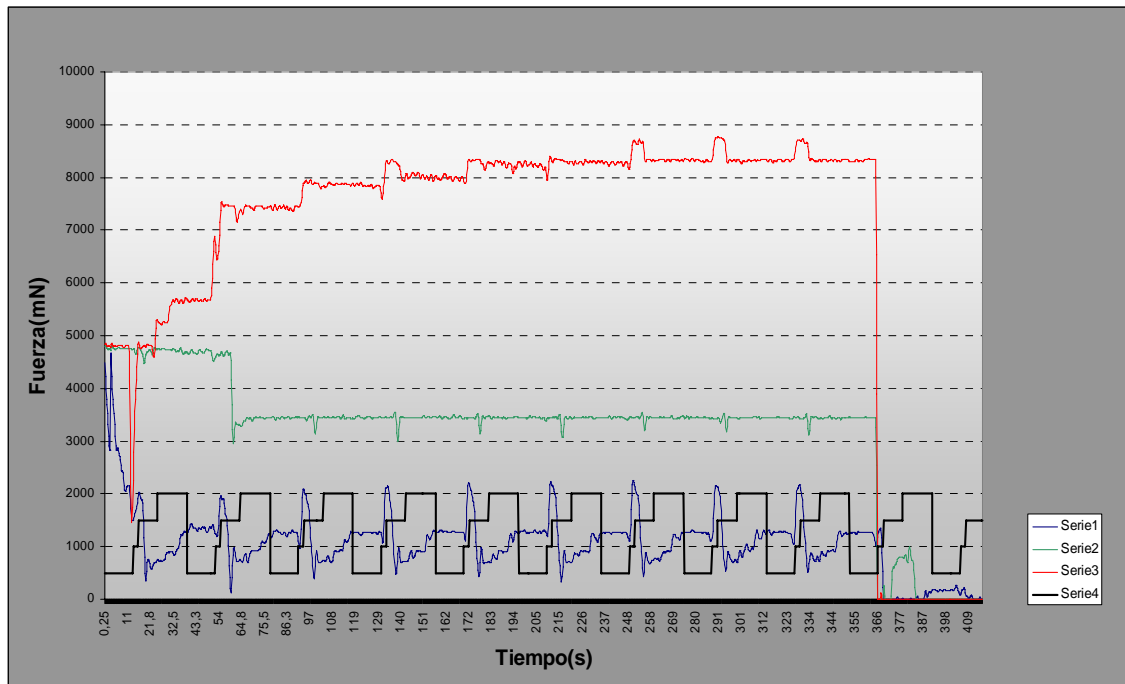
Sensor 1 en retropulsió: 490

Sensor 3 en Elevació anterior: 0

Sensor 3 en Rotació externa: 1608

Sensor 3 en Rotació interna: -588

Sensor 3 en retropulsió: -177

RETROVERSA 1**CICLES:**

Trenca la sutura entre tuberositat gran i diàfisi en el 9^o cicle.

Patró d'encaix:

- Sensor 1: 3
- Sensor 3: 2

Diferències de tensió d'encaix:

- Sensor 1: -3041
- Sensor 3: -3365

DIFERÈNCIES DE TENSÍO:

Sensor 1 en Elevació anterior: 0

Sensor 1 en Rotació externa: 609

Sensor 1 en Rotació interna: -1707

Sensor 1 en retropulsió: 471

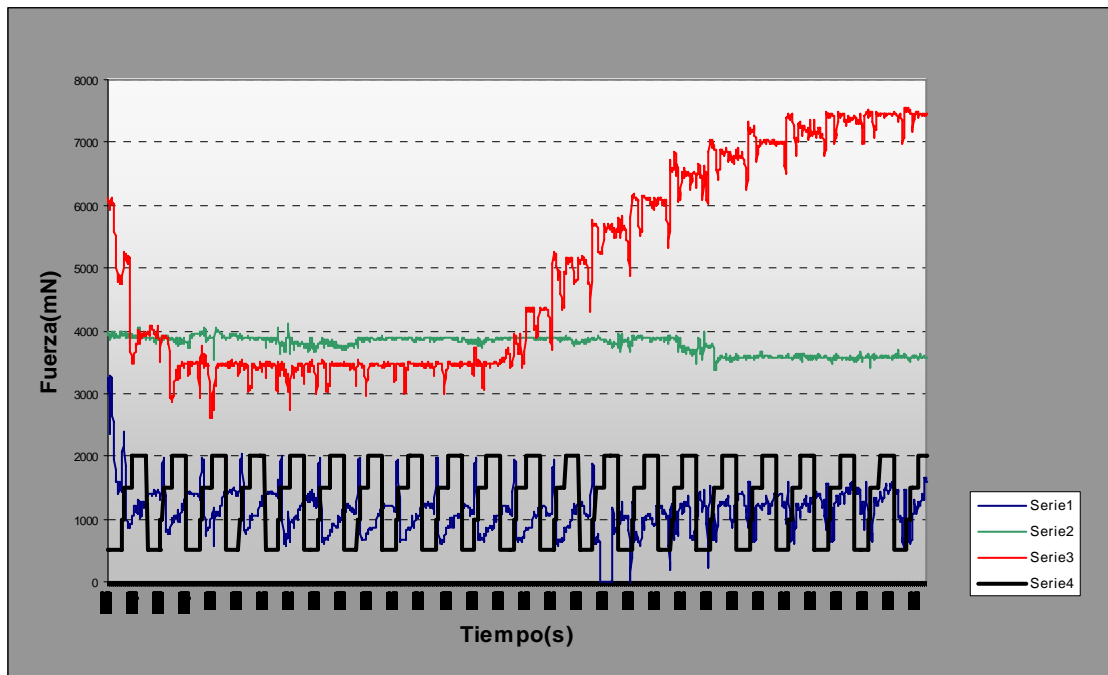
Sensor 3 en Elevació anterior: 1177

Sensor 3 en Rotació externa: 981

Sensor 3 en Rotació interna: 0

Sensor 3 en retropulsió: 0

RETROVERSA 2



CICLES:

No trenca cap sutura.

Patró d'encaix:

- Sensor 1: 3
- Sensor 3: 2

Diferències de tensió d'encaix:

- Sensor 1: -1756
- Sensor 3: -1315

DIFERÈNCIES DE TENSÍO:

Sensor 1 en Elevació anterior: 0

Sensor 1 en Rotació externa: 638

Sensor 1 en Rotació interna: -1187

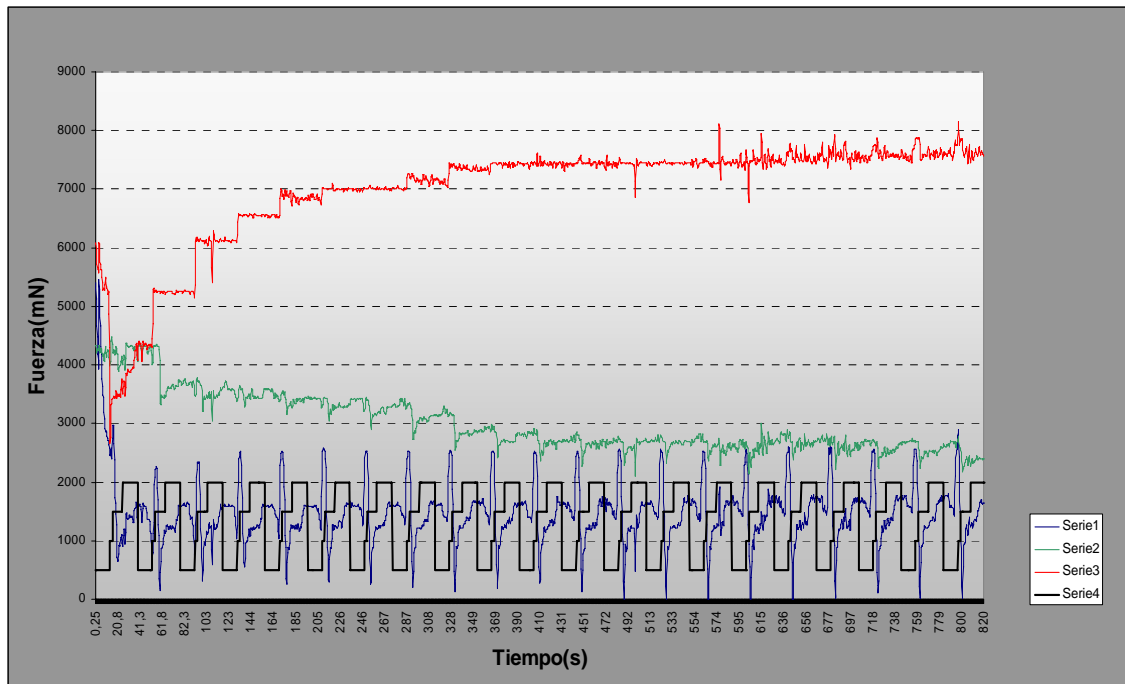
Sensor 1 en retropulsió: 412

Sensor 3 en Elevació anterior: -442

Sensor 3 en Rotació externa: 442

Sensor 3 en Rotació interna: -1020

Sensor 3 en retropulsió: 579

RETROVERSA 3**CICLES:**

No trenca cap sutura.

Patró d'encaix:

- Sensor 1: 3
- Sensor 3: 2

Diferències de tensió d'encaix:

- Sensor 1: -1276
- Sensor 3: -3306

DIFERÈNCIES DE TENSÍO:

Sensor 1 en Elevació anterior: -83

Sensor 1 en Rotació externa: 1442

Sensor 1 en Rotació interna: -1196

Sensor 1 en retropulsió: 422

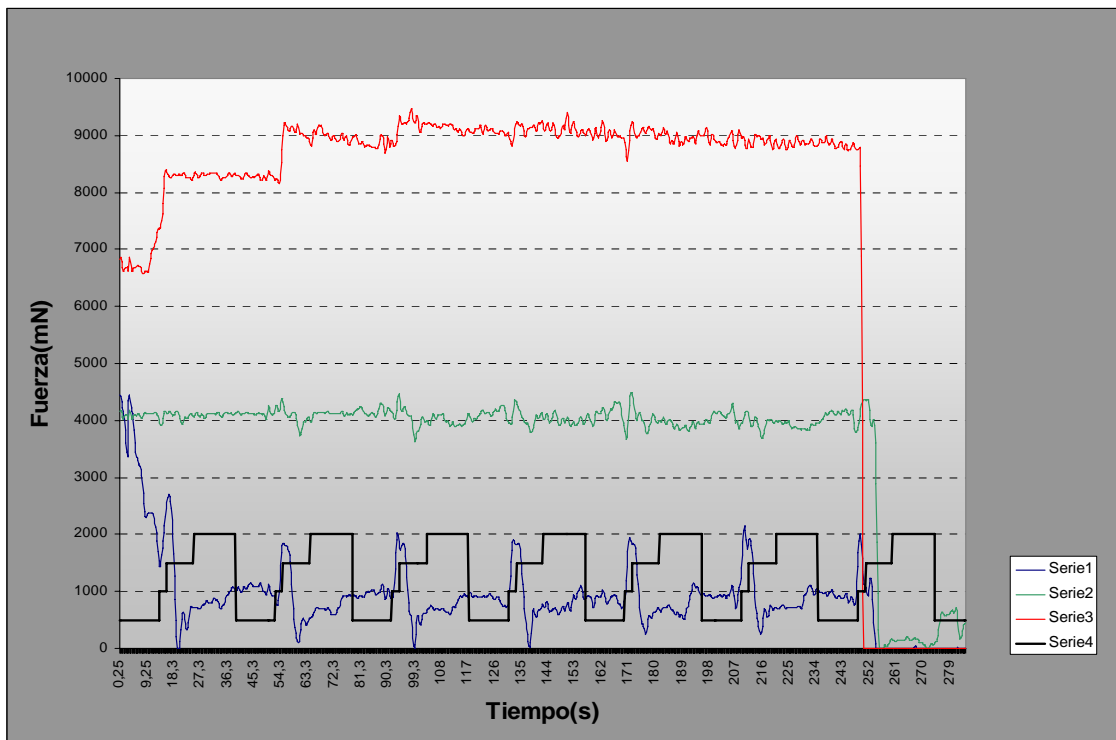
Sensor 3 en Elevació anterior: 0

Sensor 3 en Rotació externa: 951

Sensor 3 en Rotació interna: 0

Sensor 3 en retropulsió: 0

RETROVERSA 4



CICLES:

Trenca la sutura entre tuberositat gran i diàfisi en el 9º cicle.

Patró d'encaix:

- Sensor 1: 3
- Sensor 3: 4

Diferències de tensió d'encaix:

- Sensor 1: -2914
- Sensor 3: 0

DIFERÈNCIES DE TENSÍO:

Sensor 1 en Elevació anterior: 0

Sensor 1 en Rotació externa: 1010

Sensor 1 en Rotació interna: -1667

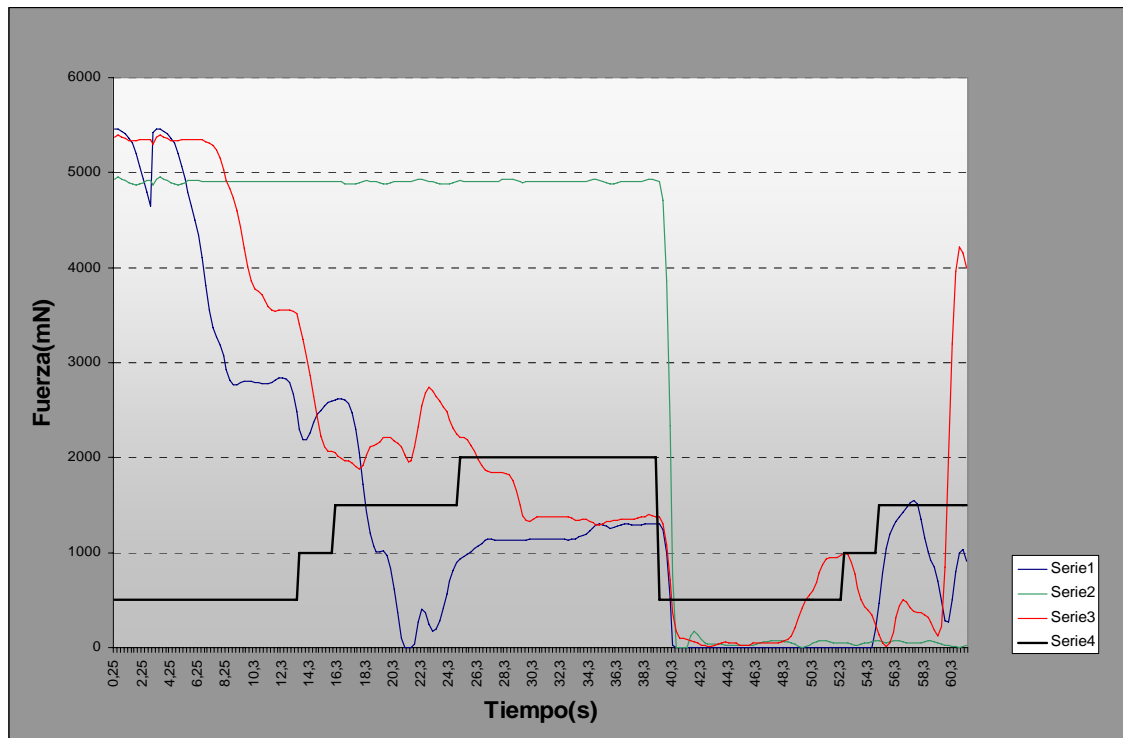
Sensor 1 en retropulsió: 382

Sensor 3 en Elevació anterior: 0

Sensor 3 en Rotació externa: 971

Sensor 3 en Rotació interna: 0

Sensor 3 en retropulsió: 0

RETROVERSA I ALTA 1**CICLES:**

Trenca la sutura entre tuberositat gran i tuberositat petita en el 2º cicle.

Patrò d'encaix:

- Sensor 1: 3
- Sensor 3: 2

Diferències de tensió d'encaix:

- Sensor 1: -2688
- Sensor 3: -1855

DIFERÈNCIES DE TENSIO:

Sensor 1 en Elevació anterior: 0

Sensor 1 en Rotació externa: 0

Sensor 1 en Rotació interna: 0

Sensor 1 en retropulsió: 0

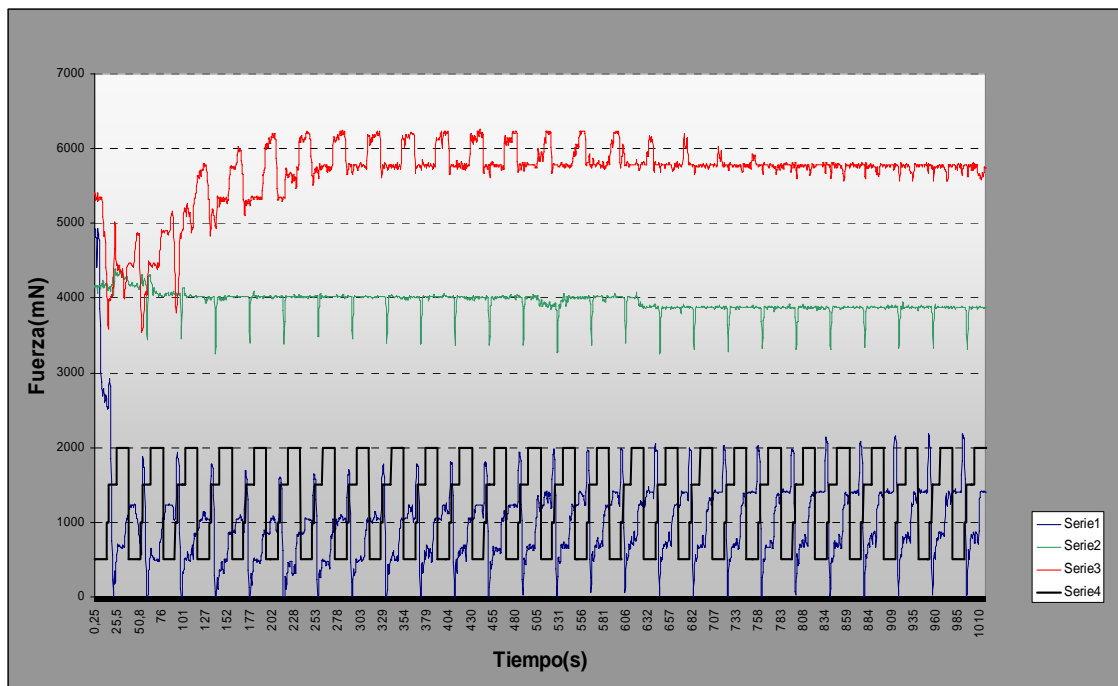
Sensor 3 en Elevació anterior: 0

Sensor 3 en Rotació externa: 0

Sensor 3 en Rotació interna: 0

Sensor 3 en retropulsió: 0

RETROVERSA I ALTA 2



CICLES:

No trenca cap sutura.

Patró d'encaix:

- Sensor 1: 3
- Sensor 3: 2

Diferències de tensió d'encaix:

- Sensor 1: -2364
- Sensor 3: -1717

DIFERÈNCIES DE TENSIÓ:

Sensor 1 en Elevació anterior: -402

Sensor 1 en Rotació externa: 1305

Sensor 1 en Rotació interna: -1834

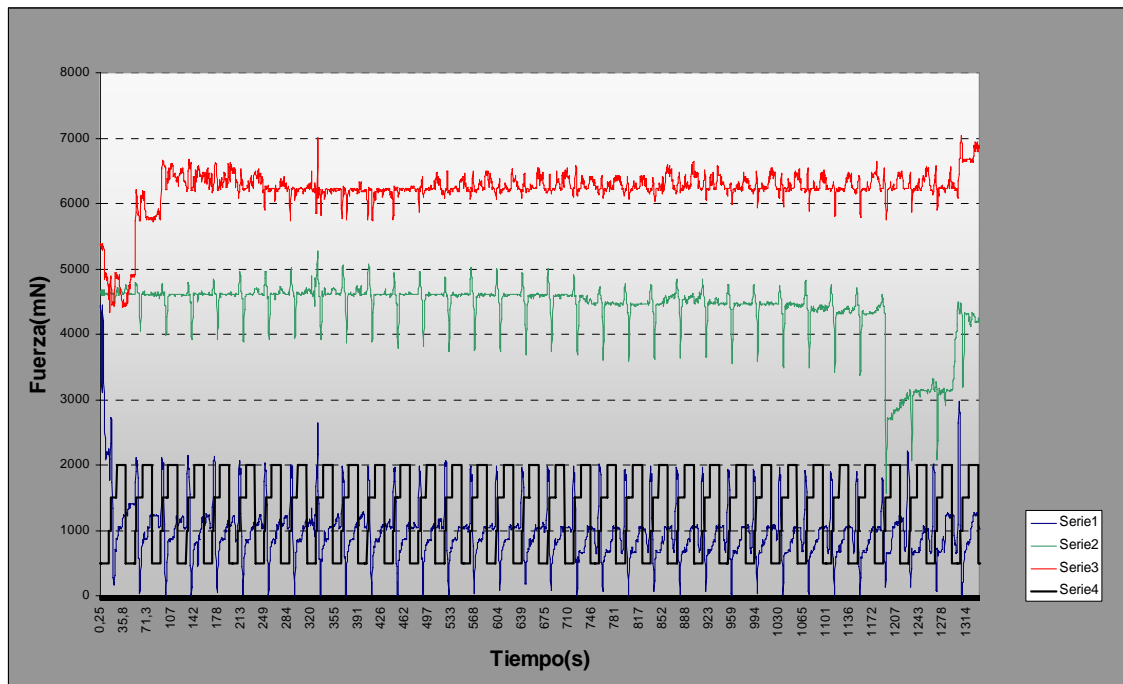
Sensor 1 en retropulsió: 530

Sensor 3 en Elevació anterior: 392

Sensor 3 en Rotació externa: -667

Sensor 3 en Rotació interna: 883

Sensor 3 en retropulsió: 471

RETROVERSA I ALTA 3**CICLES:**

No trenca cap sutura.

Patró d'encaix:

- Sensor 1: 3
- Sensor 3: 2

Diferències de tensió d'encaix:

- Sensor 1: -2620
- Sensor 3: -962

DIFERÈNCIES DE TENSÍO:

Sensor 1 en Elevació anterior: 157

Sensor 1 en Rotació externa: 716

Sensor 1 en Rotació interna: -2080

Sensor 1 en retropulsió: 344

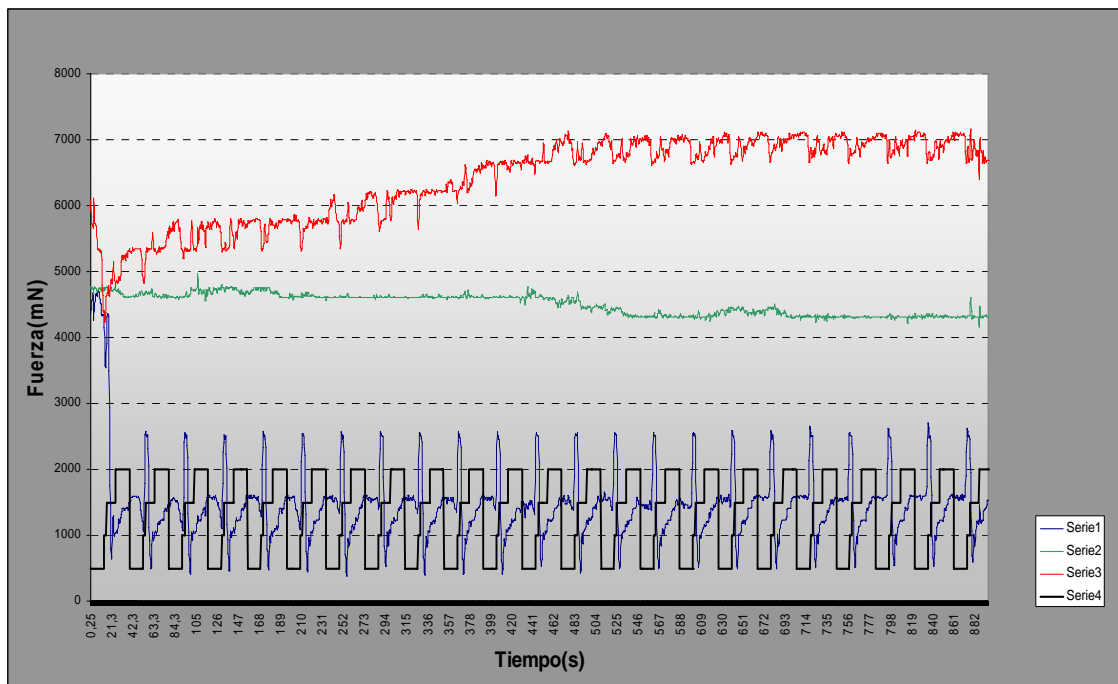
Sensor 3 en Elevació anterior: 471

Sensor 3 en Rotació externa: 1207

Sensor 3 en Rotació interna: -452

Sensor 3 en retropulsió: -373

RETROVERSA I ALTA 4



CICLES:

No trenca cap sutura.

Patró d'encaix:

- Sensor 1: 3
- Sensor 3: 2

Diferències de tensió d'encaix:

- Sensor 1: -834
- Sensor 3: -1805

DIFERÈNCIES DE TENSÍO:

Sensor 1 en Elevació anterior: -353

Sensor 1 en Rotació externa: 1510

Sensor 1 en Rotació interna: -2148

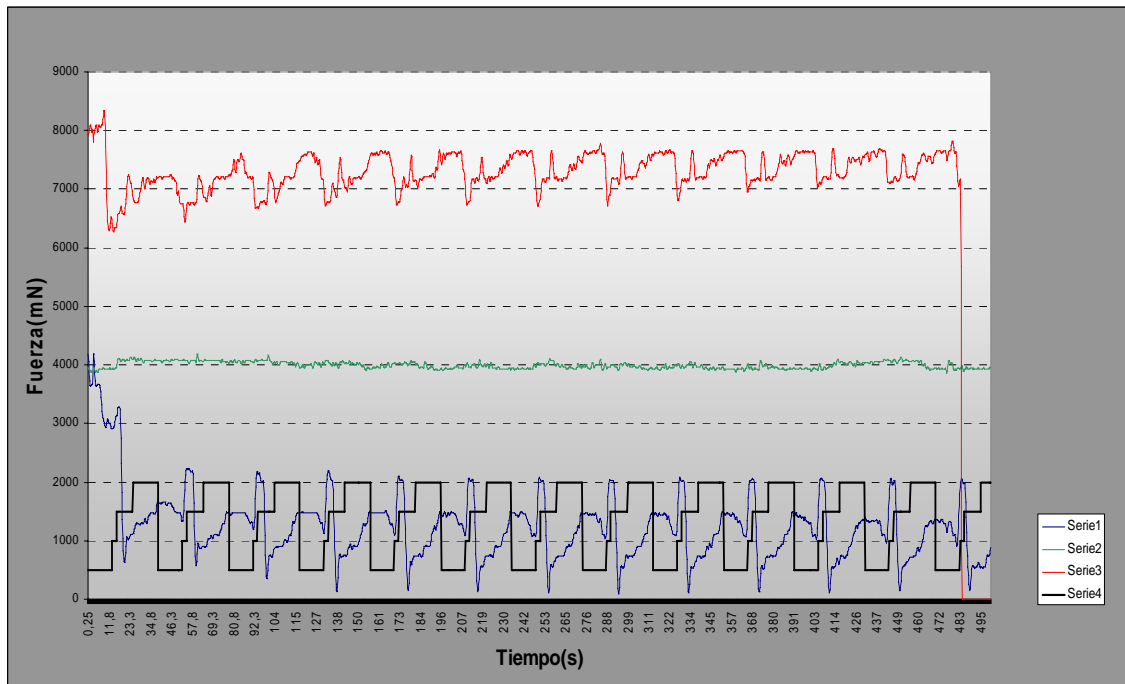
Sensor 1 en retropulsió: 549

Sensor 3 en Elevació anterior: -470

Sensor 3 en Rotació externa: 421

Sensor 3 en Rotació interna: 206

Sensor 3 en retropulsió: 255

RETROVERSA I ALTA 5**CICLES:**

Trenca la sutura entre tuberositat gran i tuberositat petita en el 12º cicle.

Patró d'encaix:

- Sensor 1: 3
- Sensor 3: 2

Diferències de tensió d'encaix:

- Sensor 1: -1246
- Sensor 3: -1668

DIFERÈNCIES DE TENSIÓ:

Sensor 1 en Elevació anterior: -284

Sensor 1 en Rotació externa: 873

Sensor 1 en Rotació interna: -1560

Sensor 1 en retropulsió: 451

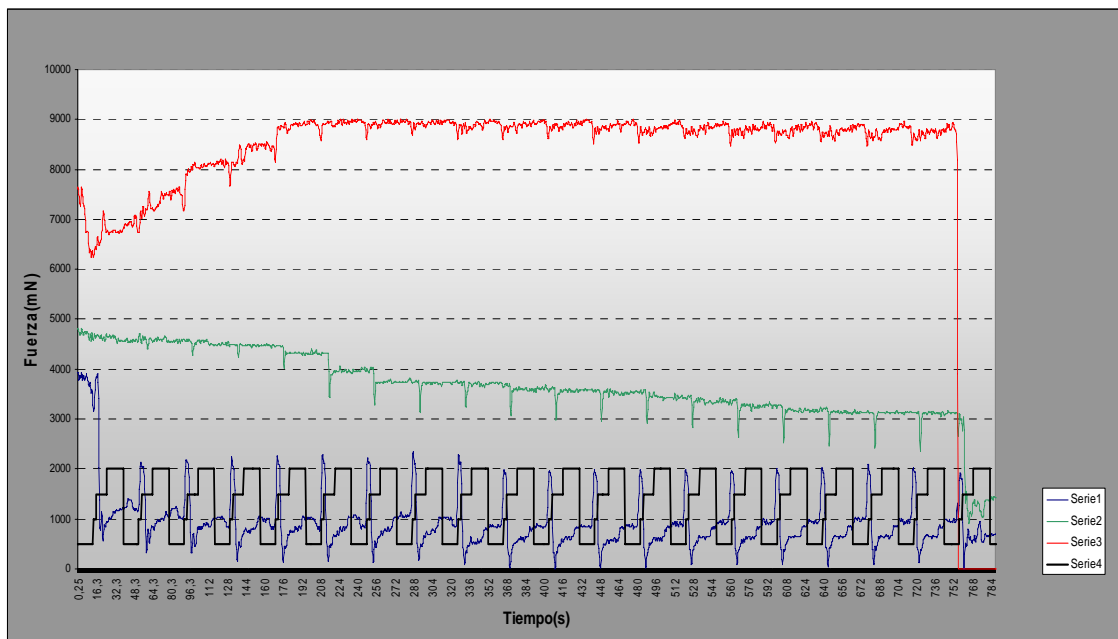
Sensor 3 en Elevació anterior: -667

Sensor 3 en Rotació externa: 304

Sensor 3 en Rotació interna: 480

Sensor 3 en retropulsió: 363

RETROVERSA I ALTA 6



CICLES:

Trenca la sutura entre tuberositat gran i tuberositat petita en el 19^o cicle.

Patró d'encaix:

- Sensor 1: 3
- Sensor 3: 2

Diferències de tensió d'encaix:

- Sensor 1: -3042
- Sensor 3: -1364

DIFERÈNCIES DE TENSÍO:

Sensor 1 en Elevació anterior: -39

Sensor 1 en Rotació externa: 932

Sensor 1 en Rotació interna: -1717

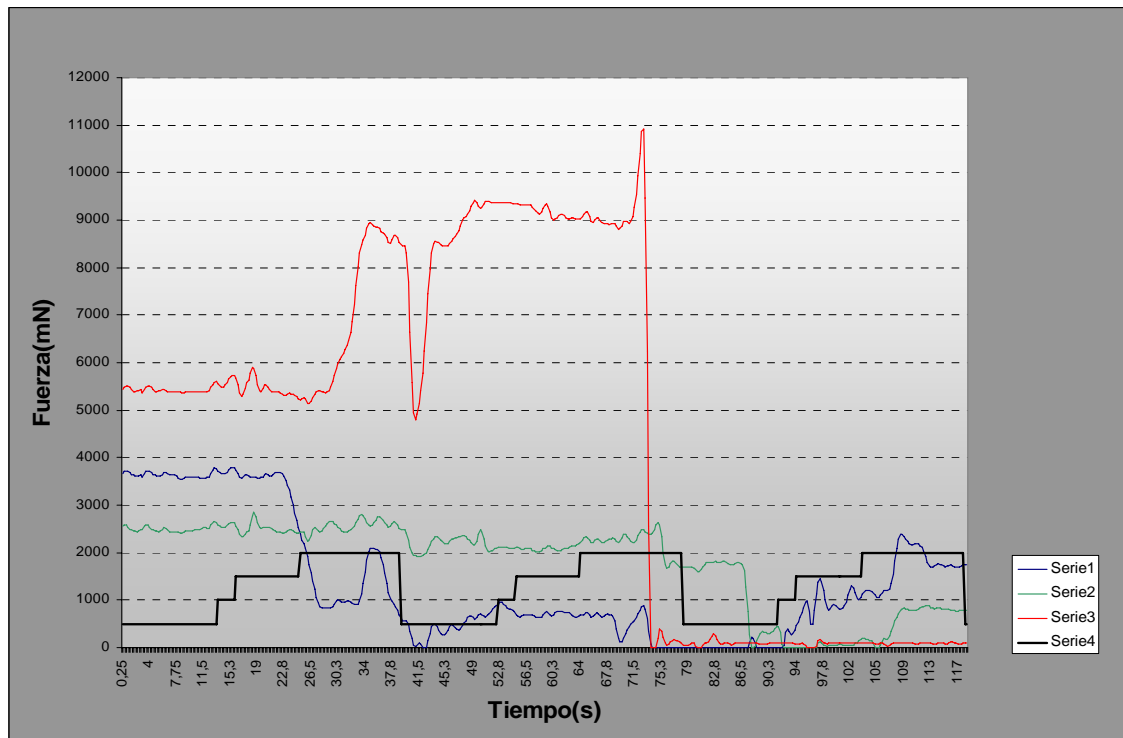
Sensor 1 en retropulsió: 295

Sensor 3 en Elevació anterior: 0

Sensor 3 en Rotació externa: 412

Sensor 3 en Rotació interna: 441

Sensor 3 en retropulsió: 344

RETROVERSA I BAIXA 1**CICLES:**

Trenca la sutura entre tuberositat gran i tuberositat petita en el 2º cicle.

Patró d'encaix:

- Sensor 1: 4
- Sensor 3: 4

Diferències de tensió d'encaix:

- Sensor 1: 0
- Sensor 3: 0

DIFERÈNCIES DE TENSÍO:

Sensor 1 en Elevació anterior: 1000

Sensor 1 en Rotació externa: -343

Sensor 1 en Rotació interna: 696

Sensor 1 en retropulsió: 0

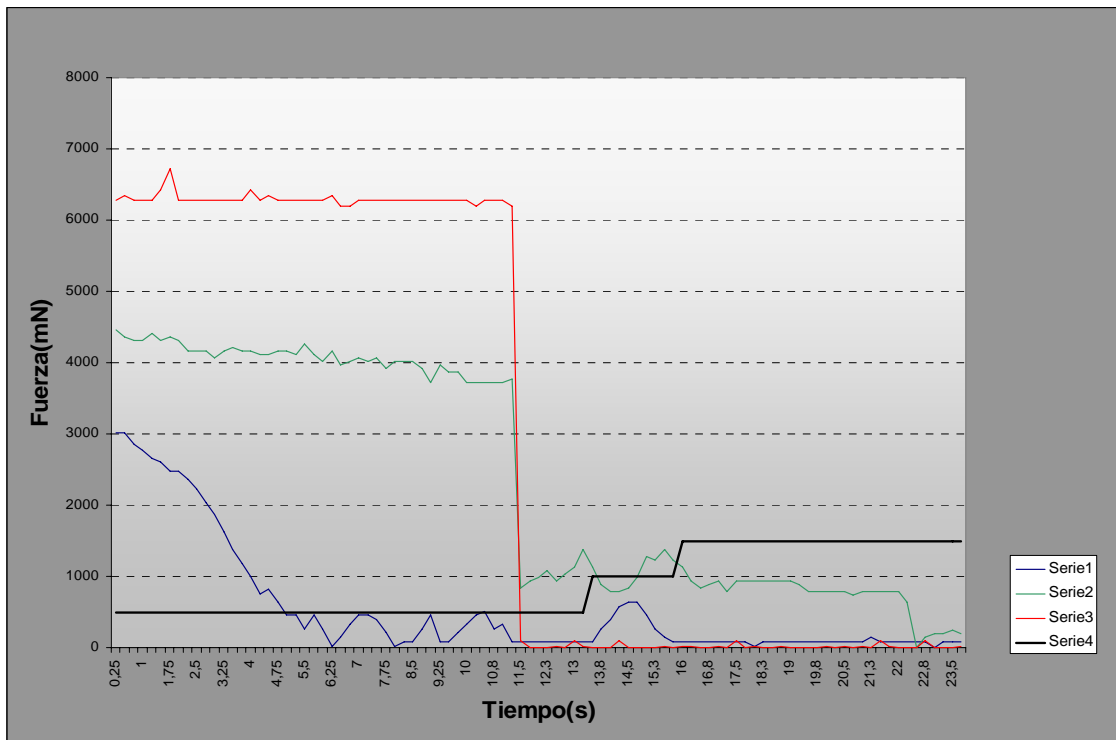
Sensor 3 en Elevació anterior: -4582

Sensor 3 en Rotació externa: 0

Sensor 3 en Rotació interna: 0

Sensor 3 en retropulsió: -2109

RETROVERSA I BAIXA 2



CICLES:

Trenca la sutura entre tuberositat gran i tuberositat petita en el 1º cicle.

Patró d'encaix:

- Sensor 1: 2
- Sensor 3: 4

Diferències de tensió d'encaix:

- Sensor 1: -2736
- Sensor 3: 0

DIFERÈNCIES DE TENSÍO:

Sensor 1 en Elevació anterior: 0

Sensor 1 en Rotació externa: 0

Sensor 1 en Rotació interna: 0

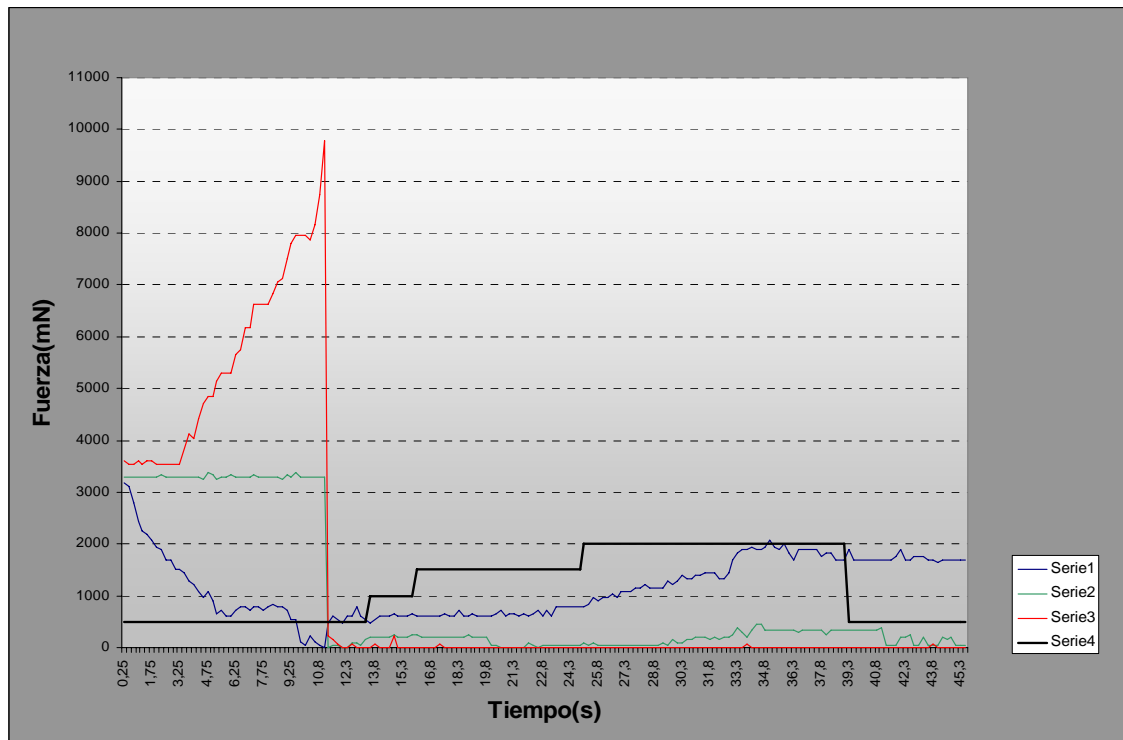
Sensor 1 en retropulsió: 0

Sensor 3 en Elevació anterior: 0

Sensor 3 en Rotació externa: 0

Sensor 3 en Rotació interna: 0

Sensor 3 en retropulsió: 0

RETROVERSA I BAIXA 3**CICLES:**

Trenca la sutura entre tuberositat gran i tuberositat petita en el 1º cicle.

Patró d'encaix:

- Sensor 1: 2
- Sensor 3: 1

Diferències de tensió d'encaix:

- Sensor 1: -2570
- Sensor 3: 3973

DIFERÈNCIES DE TENSÍO:

Sensor 1 en Elevació anterior: 0

Sensor 1 en Rotació externa: 0

Sensor 1 en Rotació interna: 0

Sensor 1 en retropulsió: 0

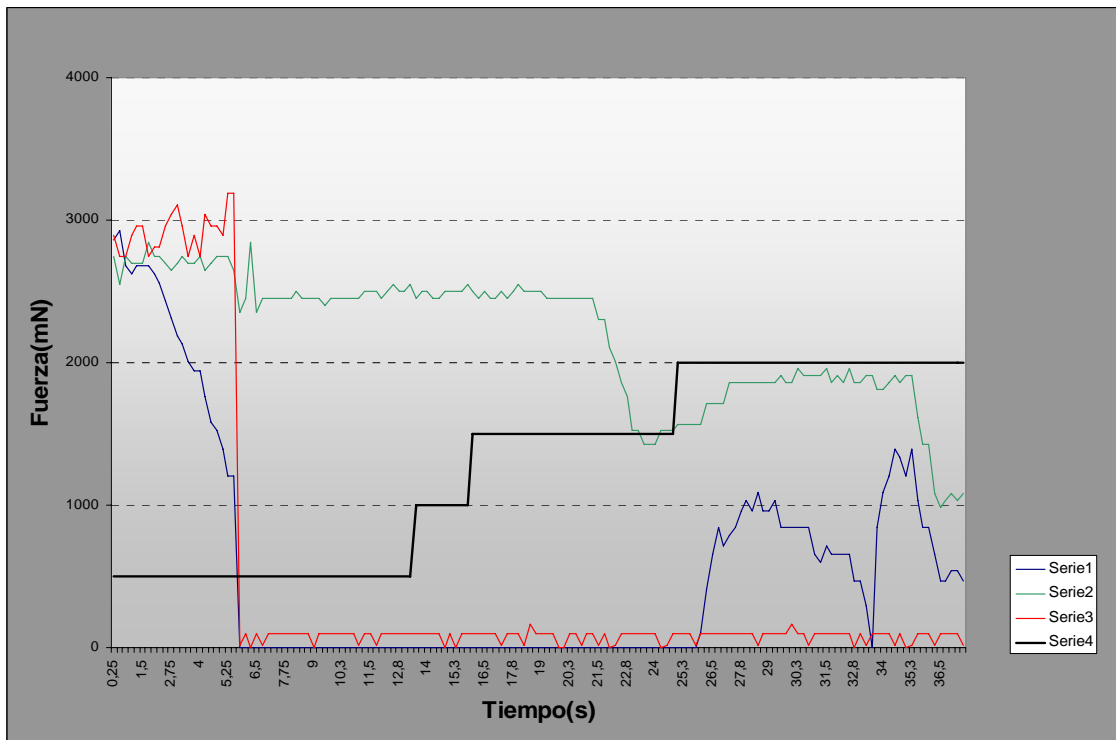
Sensor 3 en Elevació anterior: 0

Sensor 3 en Rotació externa: 0

Sensor 3 en Rotació interna: 0

Sensor 3 en retropulsió: 0

RETROVERSA I BAIXA 4



CICLES:

Trenca la sutura entre tuberositat gran i tuberositat petita en el 1º cicle.

Patró d'encaix:

- Sensor 1: 2
- Sensor 3: 4

Diferències de tensió d'encaix:

- Sensor 1: -1658
- Sensor 3: 0

DIFERÈNCIES DE TENSÍO:

Sensor 1 en Elevació anterior: 0

Sensor 1 en Rotació externa: 0

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: 0

Sensor 3 en retropulsió: 0

9. REFERÈNCIES BIBLIOGRÀFIQUES

1. Boileau P, Krishnan SG, Tinsi L, et al. Tuberosity malposition and migration: reasons for poor outcomes after hemiarthroplasty for displaced fractures of the proximal humerus. *J Shoulder Elbow Surg* 2002;11(5):401-412
2. Agorastides I, Sinopidis C, El Meligy M, et al. Early versus late mobilization after hemiarthroplasty for proximal humeral fractures. *J Shoulder Elbow Surg* 2007;16(3 Suppl):S33-38
3. Boileau P, Caligaris-Cordero B, Payeur F, Tinsi L, Argenson C. [Prognostic factors during rehabilitation after shoulder prostheses for fracture]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 1999;85(2):106-116
4. Boileau P, Walch G. Hemiprosthetic replacement in fractures of the proximal humerus. *Seminars in Arthroplasty* 2000;11:54-70
5. Compito CA, Self EB, Bigliani LU. Arthroplasty and acute shoulder trauma. Reasons for success and failure. *Clin Orthop Relat Res* 1994(307):27-36
6. Dimakopoulos P, Potamitis N, Lambiris E. Hemiarthroplasty in the treatment of comminuted intraarticular fractures of the proximal humerus. *Clin Orthop Relat Res* 1997(341):7-11
7. Williams GR, Jr., Wong KL, Pepe MD, et al. The effect of articular malposition after total shoulder arthroplasty on glenohumeral translations, range of motion, and subacromial impingement. *J Shoulder Elbow Surg* 2001;10(5):399-409
8. Becker R, Pap G, Machner A, Neumann WH. Strength and motion after hemiarthroplasty in displaced four-fragment fracture of the proximal humerus: 27 patients followed for 1-6 years. *Acta Orthop Scand* 2002;73(1):44-49
9. Neer CS, 2nd. Displaced proximal humeral fractures. II. Treatment of three-part and four-part displacement. *J Bone Joint Surg Am* 1970;52(6):1090-1103
10. Rockwood, Matsen. Fracturas proximales de húmero. In: Wirt MA, Lippitt SB eds, *Hombro*. 3ª ed. New York: Elsevier; 2006:356-357
11. Buchler P, Farron A. Benefits of an anatomical reconstruction of the humeral head during shoulder arthroplasty: a finite element analysis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2004;19(1):16-23
12. Buchler 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 (Bristol, Avon)* 2002;17(9-10):630-639
13. Hogfors C, Sigholm G, Herberts P. Biomechanical model of the human shoulder--I. Elements. *J Biomech* 1987;20(2):157-166

14. 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 Br* 2001;83(7):1056-1062
15. Minagawa H, Itoi E, Konno N, et al. Humeral attachment of the supraspinatus and infraspinatus tendons: an anatomic study. *Arthroscopy* 1998;14(3):302-306
16. Hinton MA, Parker AW, Drez D, Altcheck D. An anatomic study of the subscapularis tendon and myotendinous junction. *J Shoulder Elbow Surg* 1994;3:224-229
17. Halder A, Zobitz ME, Schultz E, An KN. Structural properties of the subscapularis tendon. *J Orthop Res* 2000;18(5):829-834
18. Halder A, Zobitz ME, Schultz F, An KN. Mechanical properties of the posterior rotator cuff. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2000;15(6):456-462
19. Keating JF, Waterworth P, Shaw-Dunn J, Crossan J. The relative strengths of the rotator cuff muscles. A cadaver study. *J Bone Joint Surg Br* 1993;75(1):137-140
20. Frankle MA, Greenwald DP, Markee BA, Ondrovic LE, Lee WE, 3rd. Biomechanical effects of malposition of tuberosity fragments on the humeral prosthetic reconstruction for four-part proximal humerus fractures. *J Shoulder Elbow Surg* 2001;10(4):321-326
21. Hughes RE, An KN. Force analysis of rotator cuff muscles. *Clin Orthop Relat Res* 1996(330):75-83
22. Kuhlman JR, Iannotti JP, Kelly MJ, et al. Isokinetic and isometric measurement of strength of external rotation and abduction of the shoulder. *J Bone Joint Surg Am* 1992;74(9):1320-1333
23. Takase K, Imakiire A, Burkhead WZ, Jr. Radiographic study of the anatomic relationships of the greater tuberosity. *J Shoulder Elbow Surg* 2002;11(6):557-561
24. Roberts SN, Foley AP, Swallow HM, Wallace WA, Coughlan DP. The geometry of the humeral head and the design of prostheses. *J Bone Joint Surg Br* 1991;73(4):647-650
25. Boileau P, Walch G. The three-dimensional geometry of the proximal humerus. Implications for surgical technique and prosthetic design. *J Bone Joint Surg Br* 1997;79(5):857-865
26. Iannotti JP, Gabriel JP, Schneck SL, Evans BG, Misra S. The normal glenohumeral relationships. An anatomical study of one hundred and forty shoulders. *J Bone Joint Surg Am* 1992;74(4):491-500
27. Frankle MA, Ondrovic LE, Markee BA, Harris ML, Lee WE, 3rd. Stability of tuberosity reattachment in proximal humeral hemiarthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg* 2002;11(5):413-420

28. 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 Br* 2006;88(11):1539-1544
29. Horak J, Nilsson BE. Epidemiology of fracture of the upper end of the humerus. *Clin Orthop Relat Res* 1975(112):250-253
30. Rose SH, Melton LJ, 3rd, Morrey BF, Ilstrup DM, Riggs BL. Epidemiologic features of humeral fractures. *Clin Orthop Relat Res* 1982(168):24-30
31. Bengner U, Johnell O, Redlund-Johnell I. Changes in the incidence of fracture of the upper end of the humerus during a 30-year period. A study of 2125 fractures. *Clin Orthop Relat Res* 1988(231):179-182
32. Nordqvist A, Petersson CJ. Incidence and causes of shoulder girdle injuries in an urban population. *J Shoulder Elbow Surg* 1995;4(2):107-112
33. Kannus P, Palvanen M, Niemi S, et al. Osteoporotic fractures of the proximal humerus in elderly Finnish persons: sharp increase in 1970-1998 and alarming projections for the new millennium. *Acta Orthop Scand* 2000;71(5):465-470
34. Palvanen M, Kannus P, Niemi S, Parkkari J. Update in the epidemiology of proximal humeral fractures. *Clin Orthop Relat Res* 2006;442:87-92
35. Court-Brown CM, Garg A, McQueen MM. The epidemiology of proximal humeral fractures. *Acta Orthop Scand* 2001;72(4):365-371
36. Guggenbuhl P, Meadeb J, Chales G. Osteoporotic fractures of the proximal humerus, pelvis, and ankle: epidemiology and diagnosis. *Joint Bone Spine* 2005;72(5):372-375
37. Johnell O, Kanis JA, Oden A, et al. Mortality after osteoporotic fractures. *Osteoporos Int* 2004;15(1):38-42
38. Shortt NL, Robinson CM. Mortality after low-energy fractures in patients aged at least 45 years old. *J Orthop Trauma* 2005;19(6):396-400
39. Olsson C, Petersson CJ. Clinical importance of comorbidity in patients with a proximal humerus fracture. *Clin Orthop Relat Res* 2006;442:93-99
40. Gaebler C, McQueen MM, Court-Brown CM. Minimally displaced proximal humeral fractures: epidemiology and outcome in 507 cases. *Acta Orthop Scand* 2003;74(5):580-585
41. Codman. Rupture of the supraspinatus tendon and other lesions in or about the subacromial bursa. In, *The Shoulder*. Florida: Krieger Publishing Company; 1934
42. Neer CS, 2nd. Displaced proximal humeral fractures. I. Classification and evaluation. *J Bone Joint Surg Am* 1970;52(6):1077-1089

43. Sidor ML, Zuckerman JD, Lyon T, et al. The Neer classification system for proximal humeral fractures. An assessment of interobserver reliability and intraobserver reproducibility. *J Bone Joint Surg Am* 1993;75(12):1745-1750
44. Siebenrock KA, Gerber C. The reproducibility of classification of fractures of the proximal end of the humerus. *J Bone Joint Surg Am* 1993;75(12):1751-1755
45. 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
46. Sjoden GO, Movin T, Guntner P, et al. Poor reproducibility of classification of proximal humeral fractures. Additional CT of minor value. *Acta Orthop Scand* 1997;68(3):239-242
47. Bernstein J, Adler LM, Blank JE, et al. Evaluation of the Neer system of classification of proximal humeral fractures with computerized tomographic scans and plain radiographs. *J Bone Joint Surg Am* 1996;78(9):1371-1375
48. Sjoden GO, Movin T, Aspelin P, Guntner P, Shalabi A. 3D-radiographic analysis does not improve the Neer and AO classifications of proximal humeral fractures. *Acta Orthop Scand* 1999;70(4):325-328
49. Edelson G, Kelly I, Vigder F, Reis ND. A three-dimensional classification for fractures of the proximal humerus. *J Bone Joint Surg Br* 2004;86(3):413-425
50. Torrens C, Melendo E, Solano A, Caceres E. Two-Part Bituberosity Proximal Humeral Fracture: A Case Report. *J Trauma* 2008
51. Jakob RP, Miniaci A, Anson PS, et al. Four-part valgus impacted fractures of the proximal humerus. *J Bone Joint Surg Br* 1991;73(2):295-298
52. Neer CS, 2nd. Four-segment classification of proximal humeral fractures: purpose and reliable use. *J Shoulder Elbow Surg* 2002;11(4):389-400
53. Hertel R, Hempfing A, Stiehler M, Leunig M. Predictors of humeral head ischemia after intracapsular fracture of the proximal humerus. *J Shoulder Elbow Surg* 2004;13(4):427-433
54. Mora JM, Sánchez A, Vila J, Cañete E, Gámez F. Proposed protocol for reading images of humeral head fractures. *Clin Orthop Relat Res* 2006;448:225-233
55. Koval KJ, Gallagher MA, Marsicano JG, et al. Functional outcome after minimally displaced fractures of the proximal part of the humerus. *J Bone Joint Surg Am* 1997;79(2):203-207
56. Zyto K, Ahrengart L, Sperber A, Tornkvist H. Treatment of displaced proximal humeral fractures in elderly patients. *J Bone Joint Surg Br* 1997;79(3):412-417
57. Kristiansen B, Kofoed H. Transcutaneous reduction and external fixation of displaced fractures of the proximal humerus. A controlled clinical trial. *J Bone Joint Surg Br* 1988;70(5):821-824

58. Brooks CH, Revell WJ, Heatley FW. Vascularity of the humeral head after proximal humeral fractures. An anatomical cadaver study. *J Bone Joint Surg Br* 1993;75(1):132-136
59. Gerber C, Schneeberger AG, Vinh TS. The arterial vascularization of the humeral head. An anatomical study. *J Bone Joint Surg Am* 1990;72(10):1486-1494
60. Bastian JD, Hertel R. Initial post-fracture humeral head ischemia does not predict development of necrosis. *J Shoulder Elbow Surg* 2008;17(1):2-8
61. Stablefort PG. Four-part fractures of the neck of the humerus. *J Bone Joint Surg* 1984;66B:104-108
62. Cofield RH. Comminuted fractures of the proximal humerus. *Clin Orthop Relat Res* 1988(230):49-57
63. Steinberg DR, Szabo RM. Decision making in upper extremity problems in the elderly. *Clin Orthop Relat Res* 1995(316):63-69
64. Ko JY, Yamamoto R. Surgical treatment of complex fracture of the proximal humerus. *Clin Orthop Relat Res* 1996(327):225-237
65. Rees J, Hicks J, Ribbans W. Assessment and management of three-and four-part proximal humeral fractures. *Clin Orthop Relat Res* 1998(353):18-29
66. McKoy BE, Bensen CV, Hartsock LA. Fractures about the shoulder: conservative management. *Orthop Clin North Am* 2000;31(2):205-216
67. Chesser TJ, Langdon IJ, Ogilvie C, Sarangi PP, Clarke AM. Fractures involving splitting of the humeral head. *J Bone Joint Surg Br* 2001;83(3):423-426
68. Hoffmeyer P. The operative management of displaced fractures of the proximal humerus. *J Bone Joint Surg Br* 2002;84(4):469-480
69. 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(10):1185-1189
70. Neer CS, 2nd, Watson KC, Stanton FJ. Recent experience in total shoulder replacement. *J Bone Joint Surg Am* 1982;64(3):319-337
71. Tanner MW, Cofield RH. Prosthetic arthroplasty for fractures and fracture-dislocations of the proximal humerus. *Clin Orthop Relat Res* 1983(179):116-128
72. Moeckel BH, Dines DM, Warren RF, Altchek DW. Modular hemiarthroplasty for fractures of the proximal part of the humerus. *J Bone Joint Surg Am* 1992;74(6):884-889
73. Green A, Barnard L, Limbird RS. Humeral head replacement for acute, four-part proximal humerus fractures. *J Shoulder Elbow Surg* 1993;2:249-254

74. Hawkins RJ, Switlyk P. Acute prosthetic replacement for severe fractures of the proximal humerus. *Clin Orthop Relat Res* 1993(289):156-160
75. 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(2):81-86
76. Kralinger F, Schwaiger R, Wambacher M, et al. Outcome after primary hemiarthroplasty for fracture of the head of the humerus. A retrospective multicentre study of 167 patients. *J Bone Joint Surg Br* 2004;86(2):217-219
77. Plausinis D, Kwon YW, Zuckerman JD. Complications of humeral head replacement for proximal humeral fractures. *Instr Course Lect* 2005;54:371-380
78. Frich LH, Moller BN. Retroversion of the humeral prosthesis in shoulder arthroplasty. Measurements of angle from standard radiographs. *J Arthroplasty* 1989;4(3):277-280
79. Friedman RJ, Hawthorne KB, Genez BM. The use of computerized tomography in the measurement of glenoid version. *J Bone Joint Surg Am* 1992;74(7):1032-1037
80. 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;2:255-256
81. Pearl ML, Volk AG. Retroversion of the proximal humerus in relationship to prosthetic replacement arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg* 1995;4(4):286-289
82. Edelson G. Variations in the retroversion of the humeral head. *J Shoulder Elbow Surg* 1999;8(2):142-145
83. Fabeck LG, Farrokh D, Tolley M, et al. Computed tomography evaluation of shoulder prosthesis retroversion. *J Shoulder Elbow Surg* 2001;10(6):546-549
84. Farrokh D, Fabeck L, Descamps PY, Hardy D, Delince P. Computed tomography measurement of humeral head retroversion: influence of patient positioning. *J Shoulder Elbow Surg* 2001;10(6):550-553
85. Schlemmer B, Dosch JC, Gicquel P, et al. [Computed tomographic analysis of humeral retrotorsion and glenoid retroversion]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 2002;88(6):553-560
86. Hernigou P, Duparc F, Filali C. [Humeral retroversion and shoulder prosthesis]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 1995;81(5):419-427
87. 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(5):453-457

88. 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(2):144-146
89. 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(5):460-463
90. Kontakis GM, Damilakis J, Christoforakis J, et al. The bicipital groove as a landmark for orientation of the humeral prosthesis in cases of fracture. *J Shoulder Elbow Surg* 2001;10(2):136-139
91. Itamura J, Dietrick T, Roidis N, et al. Analysis of the bicipital groove as a landmark for humeral head replacement. *J Shoulder Elbow Surg* 2002;11(4):322-326
92. Murachovsky J, Ikemoto RY, Nascimento LG, et al. Pectoralis major tendon reference (PMT): a new method for accurate restoration of humeral length with hemiarthroplasty for fracture. *J Shoulder Elbow Surg* 2006;15(6):675-678
93. Torrens C, Corrales M, Melendo E, et al. Pectoralis major tendon as a reference for restoring humeral length and retroversion with hemiarthroplasty for fracture. *J Shoulder Elbow Surg*;In press
94. Walch G, Boileau P. Acute fractures of the proximal humerus. In: Walch G, Boileau P eds, *Shoulder Arthroplasty*. Berlin: Springer-Verlag; 1999:279-345
95. Dines DM, Warren RF. Modular shoulder hemiarthroplasty for acute fractures. Surgical considerations. *Clin Orthop Relat Res* 1994(307):18-26
96. Walch G, Boileau P, Mole D. 2000 shoulder prostheses, two to ten year follow-up. Montpellier: Sauramps Medical; 2001
97. Neer CS, 2nd. Articular replacement for the humeral head. *J Bone Joint Surg Am* 1955;37-A(2):215-228
98. Hernigou P, Duparc F, Hernigou A. Determining humeral retroversion with computed tomography. *J Bone Joint Surg Am* 2002;84-A(10):1753-1762
99. Constant CR, Murley AH. A clinical method of functional assessment of the shoulder. *Clin Orthop Relat Res* 1987(214):160-164
100. EuroQol G. EuroQol--a new facility for the measurement of health-related quality of life. The EuroQol Group. *Health Policy* 1990;16(3):199-208
101. Otis JC, Jiang CC, Wickiewicz TL, et al. Changes in the moment arms of the rotator cuff and deltoid muscles with abduction and rotation. *J Bone Joint Surg Am* 1994;76(5):667-676
102. Favre P, Sheikh R, Fucentese SF, Jacob HA. An algorithm for estimation of shoulder muscle forces for clinical use. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2005;20(8):822-833

103. Meskers CG, de Groot JH, Arwert HJ, Rozendaal LA, Rozing PM. Reliability of force direction dependent EMG parameters of shoulder muscles for clinical measurements. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2004;19(9):913-920
104. Magarey ME, Jones MA. Specific evaluation of the function of force couples relevant for stabilization of the glenohumeral joint. *Man Ther* 2003;8(4):247-253
105. Johnson GR, Spalding D, Nowitzke A, Bogduk N. Modelling the muscles of the scapula morphometric and coordinate data and functional implications. *J Biomech* 1996;29(8):1039-1051
106. Howell SM, Galinat BJ, Renzi AJ, Marone PJ. Normal and abnormal mechanics of the glenohumeral joint in the horizontal plane. *J Bone Joint Surg Am* 1988;70(2):227-232
107. Howell SM, Imobersteg AM, Seger DH, Marone PJ. Clarification of the role of the supraspinatus muscle in shoulder function. *J Bone Joint Surg Am* 1986;68(3):398-404
108. Barrett WP, Franklin JL, Jackins SE, Wyss CR, Matsen FA, 3rd. Total shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1987;69(6):865-872