



UNIVERSITAT DE
BARCELONA

Estudi biomecànic i anatomoradiològic comparatiu de dues tècniques diferents de reparació de les lesions del tendó del bíceps distal en la tuberositat bicipital del radi

Alexandre Lázaro i Amorós

ADVERTIMENT. La consulta d'aquesta tesi queda condicionada a l'acceptació de les següents condicions d'ús: La difusió d'aquesta tesi per mitjà del servei TDX (www.tdx.cat) i a través del Dipòsit Digital de la UB (diposit.ub.edu) ha estat autoritzada pels titulars dels drets de propietat intel·lectual únicament per a usos privats emmarcats en activitats d'investigació i docència. No s'autoritza la seva reproducció amb finalitats de lucre ni la seva difusió i posada a disposició des d'un lloc aliè al servei TDX ni al Dipòsit Digital de la UB. No s'autoritza la presentació del seu contingut en una finestra o marc aliè a TDX o al Dipòsit Digital de la UB (framing). Aquesta reserva de drets afecta tant al resum de presentació de la tesi com als seus continguts. En la utilització o cita de parts de la tesi és obligat indicar el nom de la persona autora.

ADVERTENCIA. La consulta de esta tesis queda condicionada a la aceptación de las siguientes condiciones de uso: La difusión de esta tesis por medio del servicio TDR (www.tdx.cat) y a través del Repositorio Digital de la UB (diposit.ub.edu) ha sido autorizada por los titulares de los derechos de propiedad intelectual únicamente para usos privados enmarcados en actividades de investigación y docencia. No se autoriza su reproducción con finalidades de lucro ni su difusión y puesta a disposición desde un sitio ajeno al servicio TDR o al Repositorio Digital de la UB. No se autoriza la presentación de su contenido en una ventana o marco ajeno a TDR o al Repositorio Digital de la UB (framing). Esta reserva de derechos afecta tanto al resumen de presentación de la tesis como a sus contenidos. En la utilización o cita de partes de la tesis es obligado indicar el nombre de la persona autora.

WARNING. On having consulted this thesis you're accepting the following use conditions: Spreading this thesis by the TDX (www.tdx.cat) service and by the UB Digital Repository (diposit.ub.edu) has been authorized by the titular of the intellectual property rights only for private uses placed in investigation and teaching activities. Reproduction with lucrative aims is not authorized nor its spreading and availability from a site foreign to the TDX service or to the UB Digital Repository. Introducing its content in a window or frame foreign to the TDX service or to the UB Digital Repository is not authorized (framing). Those rights affect to the presentation summary of the thesis as well as to its contents. In the using or citation of parts of the thesis it's obliged to indicate the name of the author.



UNIVERSITAT DE
BARCELONA

**Estudi biomecànic i anatomoradiològic
comparatiu de dues tècniques
diferents de reparació de les lesions
del tendó del bíceps distal en la
tuberositat bicipital del radi**

Tesi presentada per:

Alexandre Lázaro i Amorós

Per obtenir el títol de Doctor per la Universitat de Barcelona

Dirigida per:

Prof. Dr. Manuel Llusá Pérez

Programa de Doctorat Medicina i Recerca Translacional
Facultat de Medicina, Universitat de Barcelona
2018



UNIVERSITAT DE
BARCELONA

**Estudi biomecànic i anatomoradiològic
comparatiu de dues tècniques
diferents de reparació de les lesions
del tendó del bíceps distal en la
tuberositat bicipital del radi**

Tesi presentada per:

Alexandre Lázaro i Amorós

Per obtenir el títol de Doctor per la Universitat de Barcelona

Dirigida per:

Prof. Dr. Manuel Llusá Pérez

Programa de Doctorat Medicina i Recerca Translacional
Facultat de Medicina, Universitat de Barcelona
2018

El Doctor MANUEL LLUSÁ PÉREZ informa que la tesi que presenta ALEXANDRE LÁZARO I AMORÓS titulada "Estudi biomecànic i anatomoradiològic comparatiu de dues tècniques diferents de reparació de les lesions del tendó del bíceps distal en la tuberositat bicipital del radi." realitzada sota la seva direcció, compleix les exigències metodològiques i científiques per a ser presentada davant el Tribunal legalment constituït.

MANUEL LLUSÁ PÉREZ

Barcelona, Abril 2018



INDEX DE CONTINGUTS

TAULA DE CONTINGUTS

INDEX DE CONTINGUTS.....	3
AGRAÏMENTS	6
ABREVIATURES.....	8
1. INTRODUCCIÓ.....	10
1.1 Generalitats	11
1.2 La reparació del bíceps distal i les seves complicacions.....	15
1.3 Demografia de la població afectada per la ruptura del bíceps distal	18
1.4 Justificació de la indicació quirúrgica en les ruptures del bíceps distal	19
1.5 Anatomia de la tuberositat bicipital del radi i la seva influència en les tècniques de reparació de les ruptures	20
1.6 Propietats biomecàniques del bíceps en la seva inserció distal.....	22
1.6.1 Resistència biomecànica de les diferents tècniques de reparació	22
1.6.2 Causes del fracàs de les reparacions quirúrgiques	23
1.6.3 Tipus de sutures i nuats en les reparacions quirúrgiques	24
1.6.4 Valoracions comparatives dels tipus d'accés i ancoratges en les reparacions.....	24
1.6.5 Importància del lloc de col·locació de l'ancoratge en les reparacions...	27
1.6.6 Capacitat de reproducció de la mida de la petjada del tendó a l'òs en les reparacions	27
2. JUSTIFICACIÓ DEL TREBALL.....	29
3. HIPÒTESI.....	36
4. OBJECTIUS.....	38
4.1 General	39
4.2 Específics.....	40
4.2.1 Valoració biomecànica en ambdues tècniques	40
4.2.2 Estudi anatomoradiològic dels radis	41
5. MATERIAL I MÈTODES	42
5.1 Material	43
5.2 Metodologia.....	44
5.2.1 Esquema de la metodologia de treball	46
5.2.2 Preparació dels radis per les proves biomecàniques.....	47
5.2.3 Tècniques de reinserció a la tuberositat bicipital.....	49
5.2.4 Muntatge del radi sobre el dinamòmetre electrònic	54
5.2.5 Estudi biomecànic de les dues tècniques quirúrgiques.....	57
5.2.6 Estudi estadístic dels tests biomecànics.....	61
5.2.7 Característiques del MDCT utilitzat per fer les mesures radiològiques ..	62
5.2.8 Estudi estadístic de les mesures anatomoradiològiques.....	66
6. RESULTATS.....	67
6.1 Proves biomecàniques de les tècniques avaluades.....	68

6.1.1 Annex 1: Gràfiques e imatges de les proves biomecàniques dels 16 espècimens	78
6.1.1.1 Informes de les proves amb la tècnica endomedul·lar.....	79
6.1.1.2 Informes de les proves amb la tècnica bicortical.....	124
6.2 Osteologia externa de la tuberositat radial	172
6.3 Mesures del MDCT en el terç mig de la tuberositat radial.....	172
6.4 Mesuraments del MDCT de la tuberositat radial en les seves tres parts	175
6.4.1 Annex 2: Mesures anatomoradiològiques dels gruixos i les densitats òssies dels 16 espècimens	179
6.4.2 Article: Bicipital tuberosity bone characteristics in surgical reattachment of the distal biceps tendon: anatomical and radiological study	228
7. DISCUSSIÓ.....	235
7.1 Generalitats	236
7.2 Model biomecànic.....	239
7.3 Característiques anatomoradiològiques.....	242
7.4 Tests biomecànics.....	244
8. LIMITACIONS DEL TREBALL	250
9. CONCLUSIONS.....	252
10. ALTRES PUBLICACIONS.....	254
11. TREBALLS FUTURS DE LA LÍNIA D'INVESTIGACIÓ.....	257
12. BIBLIOGRAFIA	259



AGRAÏMENTS

Al Dr. Manuel Llusá Pérez, director d'aquesta tesi doctoral, pel seu constant estímul per a la investigació, el seu ensenyament, afecte i suport continu.

Al Dr. Josep M^a Amorós Macau el meu referent i suport durant tota la meva vida professional.

Als Drs. Ballesteros Betancourt, Cardona Morera de la Vall, Gómez Bonsfills, Tomàs Batlle, pel seu interès i dedicació durant tot el projecte.

A la Unitat d'Anatomia de la Facultat de Medicina de la Universitat de Barcelona per haver-me permès l'ús de les instal·lacions per la consecució d'aquesta tesi.

Al Servei de Radiologia de l'Hospital Clínic de Barcelona i al seu personal per cedir i facilitar l'ús de les seves instal·lacions.

Al Dr. José Ríos Guillermo per la seva inestimable ajuda amb l'anàlisi estadística.

A tots els companys del Servei COT de MC Mutual pels seus ensenyaments i ajuda durant aquest període.

Als meus pares i germans pel seu exemple i suport.

Especialment a la meva dona Agnès i els meus fills Arnau, Àgata i Adrià pel seu suport, paciència i ànim incondicionals.



ABREVIATURES

cm - Centímetres

DE- Desviació estàndard

GEE - Equacions d'estimació generalitzades

HU - Unitats Hounsfield

Hz- Hertz

IC - Interval de confiança

J – Julis

LCC - Coeficient de concordança de Lin

MDCT - Multiple detector computed tomography

mm- Mil·límetres

N – Newtons

NIP - Nervi interossi posterior

s - Segons



1. INTRODUCCIÓ

1.1 GENERALITATS

Les ruptures de la inserció distal del bíceps habitualment es produeixen a la unió entre òs i tendó, i es veuen amb més freqüència en homes de mitjana edat que es dediquen a activitats que impliquen aixecaments continuats de pes. Existeix controvèrsia sobre el tractament òptim d'aquestes lesions. La restauració de la funció completa requereix la reparació quirúrgica i aquesta s'indica en la majoria dels casos. Deixant el tractament conservador o la tenodesis bicipitobraquial per a casos de pacients amb poques demandes funcionals i tendons retrets, on no es pugui assolir la reinserció a la tuberositat del radi¹. L'ús d'empelts autòlegs o heteròlegs^{2,3,4,5} es reserva per a cirurgia de rescat o en situacions de ruptures cròniques.

El diagnòstic d'aquesta patologia és clínic mitjançant la observació de l'ascens del bíceps (Figura 1), l'aparició del hematoma local (Figura 2), també mitjançant espremer el ventre muscular el bíceps que fa que el colze el flexioni i supini si el tendó esta en continuïtat o també denominada el "squeeze test" ⁶. La impossibilitat de palpar el tendó a la flexura del colze utilitzant la maniobra exploratoria denominada com test del ganxo o "hook test"⁷ (Figura 3).



Figura 1. Ascens del bíceps després de l'arrencament del tendó de la tuberositat radial.



Figura 2. Hematoma local del colze i l'avantbraç.



Figura 3. Signe del ganxo per comprovar la indemnitat del tendó.

Les proves complementaries, l'ecografia (Figura 4) i la ressonància magnètica (Figura 5), permeten confirmar i precisar les característiques de l'arrencament i la localització del tendó.

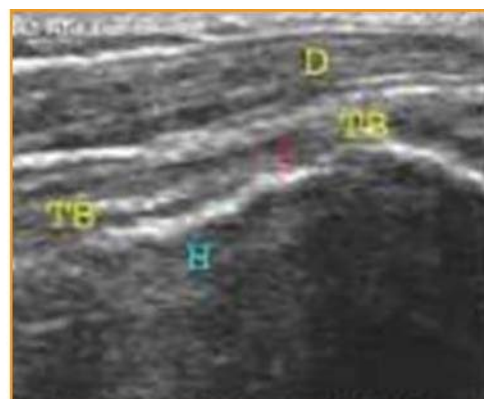
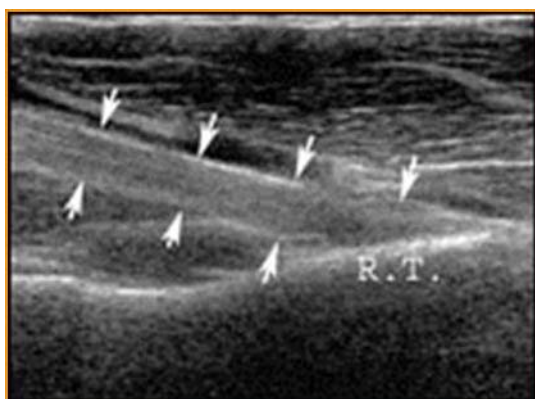


Figura 4. Detall ecografia del tendó bicipital on s'observa el tendó que s'inserta a la tuberositat radial.

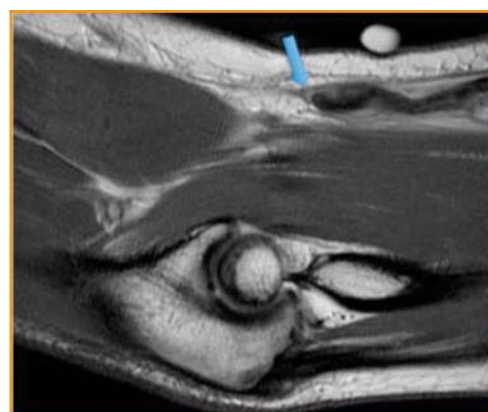
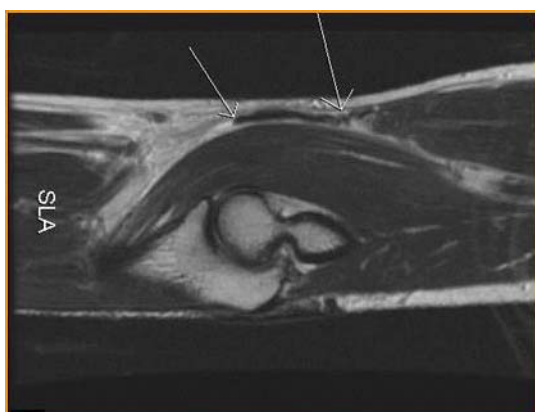


Figura 5. Detall de ressonància magnètica on s'observa la desinserció i migració proximal del tendó.

1.2 LA REPARACIÓ DEL BÍCEPS DISTAL I LES SEVES COMPLICACIONS

La cirurgia de reparació del bíceps distal pot ser executada de forma segura i amb èxit, amb l'ús de diversos implants (Figura 6) i per mitjà d'accessos quirúrgics simples o dobles. Els estudis biomecànics en cadàver han demostrat que les noves opcions de fixació, incloent ancoratges, cargols interferencials per tenodesis i els botons corticals en les seves diferents versions, proporcionen resultats comparables⁹, i en alguns casos, millors que la força de fixació de la reinserció per mitjà de túnels transòssis (Figura 7), considerada la tècnica quirúrgica clàssica¹⁰ fins a l'aparició dels implants moderns. La majoria dels mètodes de fixació proporcionen una adequada resistència que permet l'inici precoç de la fisioteràpia i dels moviments actius del colze⁹⁻¹⁰.

Les complicacions que poden arribar segons alguns estudis al 31%¹¹ i son diverses, sent les més freqüents per la seva gravetat les lesions nervi radial (especialment la branca interòssia posterior), les calcificacions heterotòpiques¹²⁻¹³, la sinostosi radiocubital, les infeccions superficials i les rerruptures del tendó. Altres complicacions son les parestèsies sensitives (nervi braquial cutani extern) en relació a l'ús de separadors, el dolor residual en la cara anterior i el dèficit d'extensió del colze que es relació amb un excessiva tensió de la sutura.

Els avantatges de les reparacions amb un o dos accessos quirúrgics, en termes de prevenció de complicacions post-operatòries, han desaparegut en gran part. Les

tècniques de fixació més modernes respecte les més antigues també han contribuït a aquesta millora i les complicacions són similars entre els estudis on es comparen grups tractats amb els dos tipus d'accés¹⁴⁻¹⁶. No obstant això, les complicacions persisteixen malgrat els avenços en les tècniques quirúrgiques sent, en general, de caràcter transitori o amb poc efecte sobre la funció, el resultat clínic i la satisfacció del pacient.

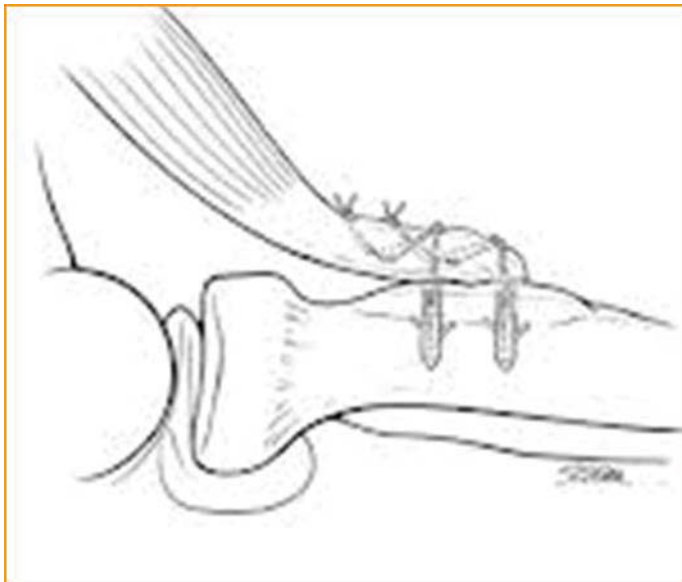


Figura 6. Tècnica de reinserció amb ancoratges corticals.



Figura 7. Detall de tècnica de reinserció amb túnels transòssis.

1.3 DEMOGRAFIA DE LA POBLACIÓ AFECTADA PER LA RUPTURA DEL BÍCEPS DISTAL

Les desinsercions tendinoses del bíceps distal es produeixen en els homes (> 95%) entre les edats de 30 a 60 anys¹⁷⁻¹⁹ i es produeixen amb menor freqüència (<10.3%) comparant-les amb les ruptures proximals. La incidència de ruptures distals del bíceps s'ha estimat entre 0,9 i 1,8 per 100.000 habitants/any¹⁹. Es localitza en el braç dominant dels homes en el 86% dels casos i alguns estudis ho associen amb el consum de tabac i anabolitzants¹⁹.

L'edat, la degeneració del tendó, la seva hipovascularització i la inflamació crònica de la bursa radial s'han discutit com a factors que predisposen als trencaments, però no hi ha estudis concloents sobre la contribució real de cadascun d'aquests factors²⁰. Ates que les propietats de resistència a la tracció dels teixits tous disminueixen amb l'edat, altres factors com el nivell d'activitat han de jugar un paper en la patogènesi d'aquestes lesions, per això els principals afectats són homes amb treballs amb altes demandes funcionals o en atletes que fan entrenaments amb càrregues cícliques repetitives (peses).

1.4 JUSTIFICACIÓ DE LA INDICACIÓ QUIRÚRGICA EN LES RUPTURES DEL BÍCEPS DISTAL

En el pacient que presenta un arrencament agut del tendó del bíceps distal, es recomana la reparació quirúrgica primària per restaurar-ne la funció. Aquesta recomanació es deriva, en gran part, de l'examen dels resultats funcionals dels pacients tractats de forma conservadora^{1,21}.

Les tècniques de reparació no anatòmiques, com la reinserció del tendó al múscul braquial¹, representen una opció en algunes circumstàncies específiques. Malgrat que el dolor persistent no és comú amb el tractament no quirúrgic, aquest pot ser causa de cirurgia secundària en les ruptures totals i parcials. Els dèficits mesurables en la força de supinació de l'avantbraç i en la força de flexió del colze són freqüents²¹ en pacients amb alta demanda funcional i justifiquen per si mateixos la cirurgia. En un estudi comparatiu²² amb pacients tractats respectivament de manera conservadora i quirúrgica es van analitzar els resultats de la força en flexió i supinació del colze. Aquesta força disminuïa respectivament un 27% i un 47% respecte del braç contralateral sa en els pacients tractats de forma conservadora, un 40% i 79% menys que aquells amb reparacions quirúrgiques. La força de flexió i la seva resistència eren un 21% menor en els tractats de forma conservadora i un 30% menor que en els tractats quirúrgicament.

1.5 ANATOMIA DE LA TUBEROSITAT BICIPITAL DEL RADI I LA SEVA INFLUÈNCIA EN LES TÈCNiques DE REPARACIÓ DE LES RUPTURES

La recuperació funcional després de la reparació del bíceps distal esta basada en la restauració del tendó a la tuberositat bicipital del radi. Els resultats es poden optimitzar més si s'aconsegueix una millor restauració de la petjada anatòmica natural de la inserció del bíceps. Amb l'avantbraç en supinació completa, la tuberositat bicipital se situa en l'aspecte anterior i cubital del radi proximal i abasta un arc des dels 16,6° als 68,6° en el pla sagital anterior²³. La longitud i amplada mitjana de la tuberositat bicipital són 22-24 mm i 12-15 mm, respectivament²³⁻²⁴. S'ha descrit la presència en superfície de la tuberositat d'una cresta de mida variable, podent ser aquesta bífida²⁴. Aquesta cresta de vegades pot condicionar la col·locació de l'ancoratge.

El tendó del bíceps té de mitja dimensions d'inserció de 14-19 mm de longitud i de 2 als 3,7 mm en amplada²³⁻²⁵. La pròpia morfologia del tendó i la seva disposició longitudinal sobre la tuberositat dificulta que es pugui reproduir quirúrgicament l'empremta original del tendó. La sutura amb punts transòssis es la tècnica que reproduceix de forma més fiable aquesta disposició espacial i es considera que la resta de tècniques no ho assoleixen. Les reinsercions amb ancoratges habitualment aconsegueix reproduir-la parcialment, aquest condicionant

representa un handicap a l'hora de valorar la força de l'ancoratge en la reinserció i s'ha de tenir en consideració en el moment d'escollir el lloc on se situa l'implant en la tuberositat.

Segons alguns autors, el tendó distal de bíceps està constituït per dos caps corresponents als dos ventres musculars. El cap llarg del bíceps s'insereix en la part proximal de l'empremta i el cap curt ho fa distalment en la tuberositat²⁶. La morfologia del tendó abans de la inserció és molt variable. En un estudi es mostrava una separació definible del tendó en dos fascicles, un per cada ventre muscular, en 10 de 15 espècimens²⁶. Un altre estudi va mostrar molta variabilitat en la morfologia dels fascicles del tendó i la separació entre ells, assenyalant la presència freqüent d'interdigitacions complexes de múltiples fascicles tendinosos²⁷.

1.6 PROPIETATS BIOMECÀNIQUES DEL BÍCEPS EN LA SEVA INSERCIÓ DISTAL

La força mitjana necessària per arrencar el bíceps distal de la seva inserció en espècimens cadavèrics és de 204-211 N²⁸⁻²⁹. El bíceps distal ha de sostenir una força mitjana de 25-67 N per vèncer la gravetat amb el colze en flexió de 30° a 130° sense precisar l'ajuda del braquial anterior³⁰. Els mètodes actuals de reparació propicien apropar-se a la força nadiua del tendó per tal de permetre la flexió activa del colze durant el postoperatori immediat.

1.6.1 RESISTÈNCIA BIOMECÀNICA DE LES DIFERENTS TÈCNIQUES DE REPARACIÓ

La variabilitat en la resistència biomecànica de les diferents tècniques i dispositius de reparació s'observa a través de múltiples estudis. No obstant això, aquesta variabilitat pot ser explicada per les subtils diferències d'aquestes tècniques de reparació i mètodes de prova, així com per la variabilitat en la qualitat de l'òs i el tendó dels espècimens cadavèriques. Independentment del tipus de reparació, clínicament el fracàs de la reparació quirúrgica és una complicació poc freqüent, destacant la idea que la major part dels procediments es comporten bé clínicament. La reinserció del tendó amb túnels transòssis es considera la tècnica clàssica i la majoria dels estudis comparen aquesta amb les proposades pels

diferents autors^{28,31,32}.

La força necessària per arrencar el tendó en les reparacions amb túnels transòssis ha oscil·lat 125-310 N, i la majoria dels estudis defineixen el fracàs com l'observació de més de 10 mm de desplaçament del tendó, la fractura del túnel de l'òs, o el trencament de les sutura^{9,28,30-33}.

1.6.2 CAUSES DEL FRACÀS DE LES REPARACIONS QUIRÚRGIQUES

En els estudis que examinen el fracàs de la fixació del tendó a l'òs, la causa més freqüent és la sutura o el trencament del túnel. No obstant això, la pèrdua de fixació de la sutura al tendó era la manera predominant de fracàs en 2 estudis^{28,32}. Lemos et al³¹ van comparar el túnel transòssi amb dos ancoratges tipus Mitek (Mitek Corp, Westwood, Massachusetts, EUA) en un model de càrrega fins a la fallada en cadàver. En el seu model el límit elàstic de la fixació de l'ancoratge (263 N) va ser significativament més gran que la fixació transòssia (203 N). Però Pereira et al²⁹ van trobar major rigidesa en la reparació amb túnel transòssi que amb l'ancoratge i també van observar una major resistència a la tracció en la sutura transòssia en els cadàvers amb millor densitat òssia.

1.6.3 TIPUS DE SUTURES I NUATS EN LES REPARACIONS QUIRÚRGIQUES

Bisson et al³², van examinar la fixació amb túnel transòssi utilitzant 2 tipus de sutures en un model de càrrega cíclica. Aquest autor considera que l'efecte pistó de la reparació de tendó és comú, utilitzant tant el fil de sutura tipus Ethibond (Ethicon Corp, Somerville, Nova Jersey, EUA) com els del tipus Fiberwire (Arthrex, Naples, Florida, EUA). Tot i que no hi va haver diferències significatives en el fracàs de les sutures, el desplaçament mitjà de la reparació per a ambdós tipus de sutura va ser de gairebé 7,0 mm després de 3.000 cicles de 50-100 N. Les sutures amb Fiberwire (Arthrex Corp, Naples, Florida, EUA) van tenir un major percentatge de fracassos (més de 10 mm desplaçament) durant les proves. La pèrdua de la fixació de la sutura dins del tendó va ser la manera més comuna de fracàs. També cal assenyalar que el nuat utilitzat va ser el tipus Kessler en lloc del tipus Krackow més utilitzat avui dia i considerat el més segur.

1.6.4 VALORACIONS COMPARATIVES DELS TIPUS D'ACCÉS I ANCORATGES EN LES REPARACIONS

Les reparacions amb incisions úniques anteriors del bíceps distal es poden aconseguir amb diversos tipus d'ancoratges, cargols de biotnodesis, o amb botons corticals. La fixació de les reparacions del bíceps distal amb cargols de biotnodesis ha mostrat resistències de fixació comparables a altres construccions. Idler et al²⁸ van comparar les reparacions amb el cargol de biotnodesis (8 mm x 12 mm bioabsorbible) amb els túnels transòssis i el tendó

indemne. No hi va haver diferències en la resistència al trencament, la força màxima, i la rigidesa entre la biotenodesis i el tendó nadiu. No obstant això, les reparacions amb biotenodesis eren més rígides (30,4 N/mm vs 15,9 N/mm) i tenien major resistència al trencament (178 N vs 130 N) que el túnel transòssi. El fracàs de la biotenodesis va ocórrer de forma majoritària brusquement, sovint acompanyat per una fractura de la cortical radial. En un altre estudi de Krushinski et al²⁵ van comparar la fixació amb cargol de biotenodesis (8 mm x 12 mm cargol bioabsorbible) amb un ancoratge. El cargol biotenodesis tenia major resistència a la tracció (mitja 192 N) que les reparacions realitzades amb l'ancoratge (mitja 147 N). La formació de la esclatxa tendó-òs o "gap" era comú en la sutura de l'ancoratge, i el lliscament del tendó va ser la manera de fallada més comuna en el grup de biotenodesis, tot i que en cap cas es va produir la sortida del tendó del túnel de l'òs.

La fixació amb un botó cortical s'ha popularitzat recentment i està recolzada amb uns bons resultats en les proves biomecàniques. Siebenlist³⁴ i Spang³⁵ van comparar la reinserció entre un botó cortical i dos ancoratges, observant la formació de esclatxes similars (2,58 mm vs 2,06 mm, respectivament) amb unes carreges cícliques i resistències fins al trencament (250 N vs 210 N, respectivament) semblants en un model amb cadàver. El botó cortical tipus Endobutton (Smith & Nephew, Andover, Massachusetts, EUA) tenia major rigidesa que l'ancoratge. Kettler et al⁹ van examinar 13 tipus de reparacions utilitzant ancoratges, cargols de biotenodesis, i botons corticals tipus Endobutton (Smith &

Nephew, Andover, Massachusetts, EUA). En la seva sèrie el botó cortical presentava una càrrega fins al fracàs (mitja 259 N) superior a totes altres reparacions. Mazzocca et al³³ van comparar la fixació amb túnels transòssis utilitzant dos fils de sutura FiberWire del n^o.2 (Arthrex, Naples, Florida, EUA) amb 2 ancoratges Mitek G4 (Mitek Corp, Westwood, Massachusetts, EUA) amb sutures n^o.2 FiberWire (Arthrex, Naples, Florida, EUA), un cargol biotnodesis (8 mm x 12 mm bioabsorbible), i un botó cortical (Endobutton, Smith & Nephew, Andover, Massachusetts, EUA) en una prova cíclica i posteriorment portant el muntatge fins al fracàs. No van observar diferències significatives en l'aparició de les esclatxes tendó-òs amb càrrega cíclica entre les 4 tècniques de reparació, l'autor fa notar que 5 dels 18 espècimens tractats amb els ancoratges i 2 dels 15 espècimens en el grup biotnodesis van presentar un fracàs del muntatge durant la càrrega cíclica. No hi va haver fracassos durant la càrrega cíclica en els grups amb botó cortical i túnel transòssi. El botó cortical va ser significativament més fort en la prova fins a la fallada (mitja 440 N), en comparació amb l'ancoratge (mitja 381 N), el túnel transòssi (mitja 310 N), i el cargol de biotnodesis (232 N).

1.6.5 IMPORTÀNCIA DEL LLOC DE COL·LOCACIÓ DE L'ANCORATGE EN ELS RESULTATS DE LA REPARACIÓ

En teoria, si recreem el lloc anatòmic de reinserció del bíceps a la zona dorsal i cubital de la tuberositat radial es podria imitar millor la potència de supinació del tendó del bíceps. Els defensors de la doble incisió i la reparació amb túnels transòssia, consideren que aquesta tècnica presenta un avantatge relativa sobre les reparacions d'una sola incisió. Henry et al³⁶ van examinar els resultats biomecànics de la sutura transòssia en les reparacions realitzades amb una o dues incisions. Van aplicar 100 N de força al tendó del bíceps, mentre es realitzaven les mesures de força de la flexió del colze i de la supinació. No es van observar diferències significatives en la força mitja de supinació de l'avantbraç (0,89 N/m per a la doble i 0,80 N/m per a l'única) ni tampoc en la flexió del colze (12,1 N doble vs 11.9 N única) entre els grups.

1.6.6 CAPACITAT DE REPRODUCCIÓ DE LA MIDA DE LA PETJADA DEL TENDÓ A L'ÒS EN LES REPARACIONS

Un altre aspecte a considerar és la capacitat per recrear la mida del tendó un cop suturat en comparació amb la mida del tendó sa. Jobin et al³⁷ en un model en cadàver, van examinar la capacitat de la reinserció amb ancoratges comparada amb la fixació amb biotnodesis per recrear la inserció dels tendons sans en la petjada anatòmica del tendó del bíceps utilitzant tan una incisió anterior única com una doble incisió quirúrgica. La mitja d'empremta anatòmica del tendó al bíceps intacte era de 259 mm², que va ser significativament més gran que les empremtes recreades amb l'ancoratge (197 mm²) i amb el cargol de biotnodesis (135 mm²).

La doble incisió va restaurar l'empremta en una zona més posterior (2,5 mm) i anatòmica, quan es compara les tècniques realitzades amb incisió única, independentment del mètode de fixació.



2. JUSTIFICACIÓ DEL TREBALL

La reparació de les lesions de bíceps distal encara representa un repte per als cirurgians ortopèdics degut a les complicacions que pot comportar. Les múltiples tècniques quirúrgiques i accessos anatòmics han demostrat bons resultats clínics però no han aconseguit una disminució significativa de les complicacions. Malgrat els resultats i les conclusions de diversos estudis de la literatura, creiem que s'ha d'intentar millorar alguns aspectes anatòmics i tècnics amb l'objectiu de disminuir al mínim, les complicacions postoperatòries i simplificar la tècnica quirúrgica.

S'ha desenvolupat una nova tècnica que s'anomena tècnica de reinserció amb botó cortical endomedullar que mitjançant un accés anterior únic (Figura 8 i 9), la sutura del tendó es fa mitjançant un fil d'alta resistència amb un nus tipus "Fiberloop" (Figura 9), i que posteriorment s'acopla un botó cortical (Figura 10) i s'introdueix a la medulla del radi en el terç mig de la tuberositat després de perforar-la amb una broca (Figura 11).

L'aspecte radiològic de les dues tècniques quirúrgiques que compararem en aquest treball d'investigació es pot observar a les Figures 12 i 13.

Aquest estudi intenta validar biomecànicament els resultats d'aquesta nova tècnica quirúrgica comparant-la amb la considerada la tècnica més utilitzada en l'actualitat en les reparacions dels arrencaments del tendó distal del bíceps.

En aquest treball s'introdueix la característiques anatòmiques i òssies de la tuberositat com un element a considerar en la reparació d'aquestes lesions i valora la seva influència en els resultats de les reparacions.

S'han trobat estudis anteriors comparables i els diversos treballs publicats en la literatura han utilitzat una metodologia superposable a la plantejada en aquest estudi, i els hem utilitzat com a referència per a la validació del disseny emprat en la nostra investigació.

Per totes les raons exposades anteriorment, creiem justificada la línia d'investigació d'aquesta tesi.

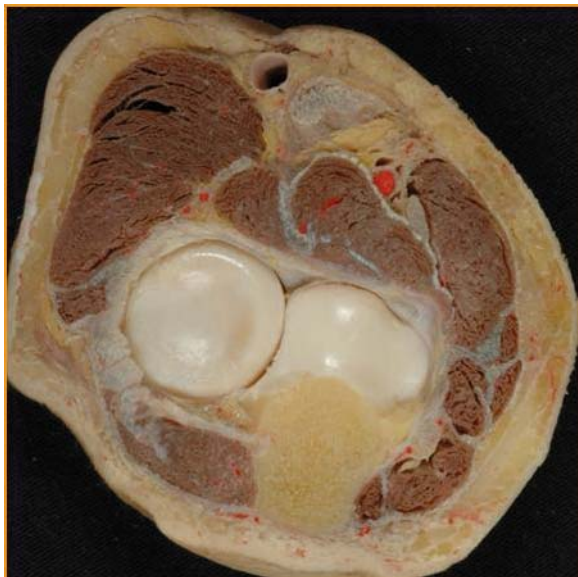


Figura 8. Secció anatòmica de la zona del accés anterior de Henry al cap del radi.

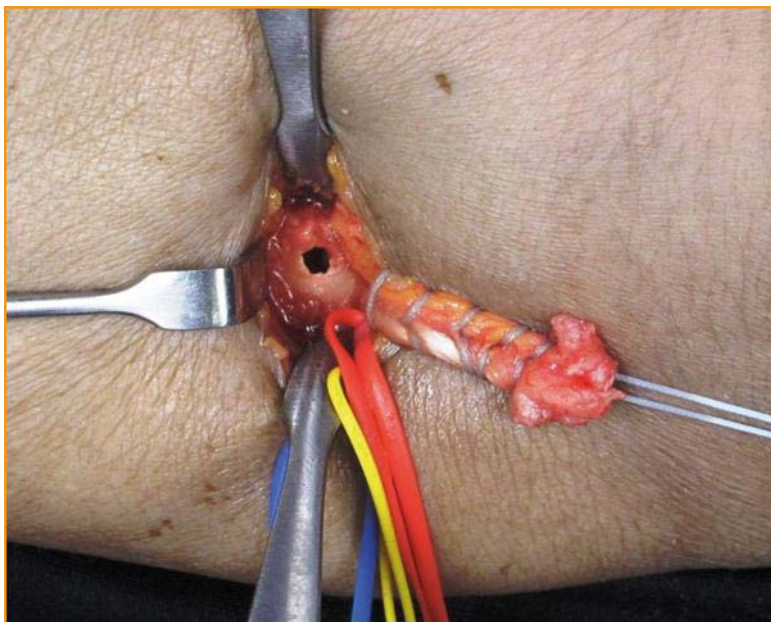


Figura 9. Tècnica de sutura tipus Fiberloop del tendó amb fil d'alta ressiència i detall de la perforació cortical de la tuberositat.

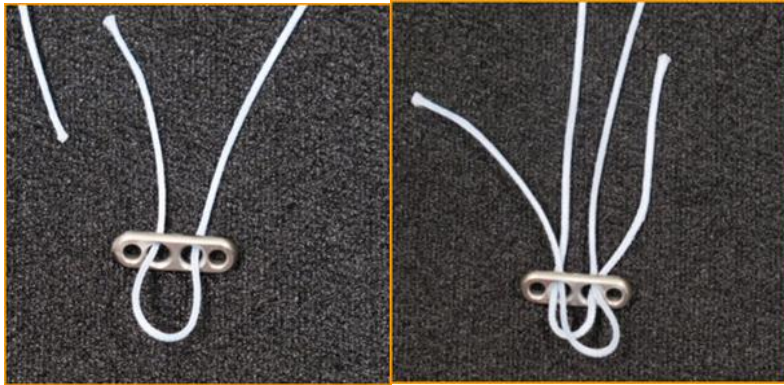


Figura 10. Mètode d'acoplament del botó cortical a la sutura de fil d'alta resistència tipus Fiberwire nº2 (Arthrex, Naples, Florida, EUA).

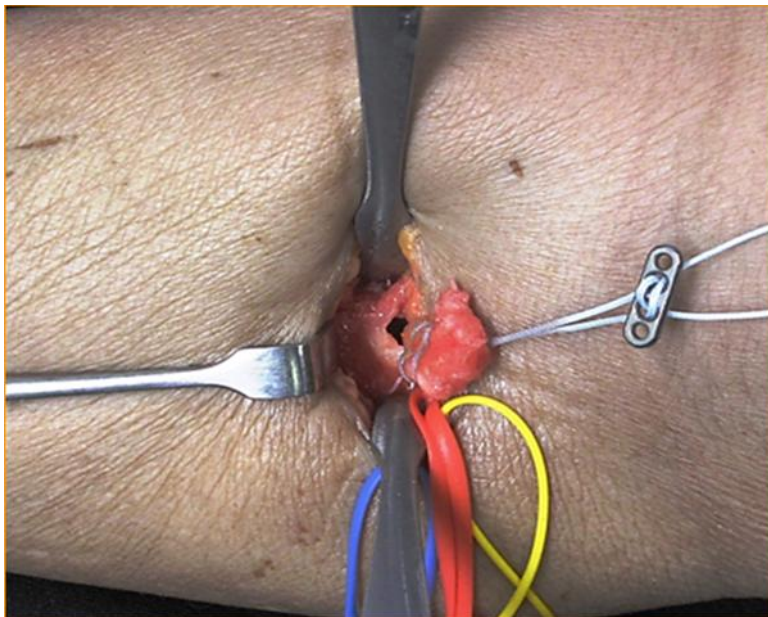


Figura 11. Botó cortical acoplat a la sutura abans de la seva introducció a la medul·lar de la tuberositat radial.



Figura 12. Tècnica bicortical en la reinserció bíceps distal amb botó cortical i cargol interferencial.



Figura 13. Nova tècnica de reinserció amb botó cortical endomedul·lar.



3. HIPÒTESI

1. Es pot simplificar la tècnica i l'accés utilitzat per realitzar la reinserci3 del tend3 distal del biceps sense empitjorar l'estabilitat mecànica precisada per a la curaci3 del tend3 sobre el llit d'3s de la tuberositat radial. Si aquesta hip3tesi es compleix aconseguirem simplificar el procediment sense afectar els resultats clínic3 dels pacients.

2. Les característiques de la tuberositat radial des del punt de vista dels gruixos de les cortical3 de l'3s i de la seva densitat 3ssia s'han de tenir en compte en el moment de decidir el punt de reinserci3 del tend3 perquè poden influir de manera significativa en els resultats biomecànics i per tant clínic3 de les reparacions.

3. La morfologia de la tuberositat radial i del tend3 del biceps distal condicionen la tècnica quirúrgica. Cap tècnica quirúrgica o ancoratge pot reproduir amb exactitud la petjada del tend3 sa.



4. OBJECTIUS

4.1 GENERAL

Desenvolupar una metodologia de treball per avaluar els resultats en cadàver d'una nova tècnica quirúrgica anomenada tècnica de reinserció amb botó cortical endomedul·lar i veure la influència de les característiques anatòmiques i radiològiques de la tuberositat del radi en els resultats obtinguts.

Per a aquest estudi utilitzarem radis de cadàvers criopreservats on després de reproduir la lesió del bíceps, realitzarem dues tècniques quirúrgiques, la nova tècnica de reinserció amb botó cortical endomedul·lar, que anomenarem endomedul·lar, i la tècnica de reinserció amb botó cortical extracortical, anomenada bicortical. i en compararem els resultats biomecànics obtinguts. Els mesuraments es realitzaran amb un dinamòmetre electrònic amb el qual podem valorar la resistència del muntatge a les càrregues cícliques i les seves condicions de trencament després d'aplicar un força màxima.

Utilitzarem el mateix ancoratge, un botó cortical (Endobutton, Smith & Nephew, Andover, Massachusetts, EUA) en cadascuna de les dues tècniques i el mateix tipus de material de sutura (Fiberwire del nº 2, Arthrex, Naples, Florida, EUA).

Abans dels test es realitzaran estudis radiològics dels radis per mitjà d'un "Multiple detector computed tomography" (MDCT) per objectivar les característiques específiques dels ossos i veure la seva influència.

4.2 ESPECÍFICS

4.2.1 VALORACIÓ BIOMECÀNICA EN AMBDUES TÈCNiques

1. Avaluar si els resultats des del punt de vista biomecànic la nova tècnica quirúrgica realitzada amb un dispositiu de botó cortical, situat en una disposició endomedular són iguals o inferiors a la tècnica de reinserció amb un botó extracortical (bicortical), considerada com la tècnica amb els millors resultats biomecànics actualment.

2. Avaluar si les característiques específiques dels ossos de cadàver utilitzats en els tests, mesurats per mitjà del MDCT, influeixen en aquests resultats biomecànics de forma significativa, fent que les dues tècniques es puguin considerar biomecànicament equivalents un cop aquests biaixos es tenen en consideració.

4.2.2 ESTUDI ANATOMORADIOLÒGIC DELS RADIS

1. Avaluar si la variabilitat anatòmica i morfològica de la tuberositat del radi en els seus diferents terços (proximal, mig i distal), lloc on s'insereix l'ancoratge en les diferents tècniques quirúrgiques. Aquestes característiques són cabdals quan valorem la resistència mecànica en qualsevol reparació d'una lesió del bíceps distal.
2. Avaluar si la situació del forat a la primera cortical pot modificar la resistència a l'arrencament, degut a la presència d'un gruix i densitat diferents en l'òs en les diverses porcions de la tuberositat radial, i la seva transcendència en cas que es fes ús d'ancoratges anomenats monocorticals.
3. Avaluar si en cas d'utilitzar un dispositiu bicortical d'ancoratge (botó cortical o sutura transòssia) la disposició de la perforació de la segona cortical, segons el lloc on es realitzi, pot disminuir el risc de lesió del nervi interossi posterior (NIP), branca del nervi radial) sense disminuir la resistència mecànica de la reparació.



5. MATERIAL I MÈTODES

5.1 MATERIAL

Es va realitzar la desinserció en la tuberositat del tendó distal del bíceps en 16 radis de cadàver humà que havien donat el seu cos a la Universitat de Barcelona a través del Programa de Donació de Cossos de la Unitat d'Anatomia de la Facultat de Medicina, procedint-se a continuació a la reparació de la lesió amb un botó cortical (Endobutton, Smith & Nephew, Andover, Massachusetts, EUA) amb les dues tècniques proposades.

L'edat mitjana dels donants era de 72 anys (rang 59-82 anys), de tots els radis 7 eren d'homes i 9 de donants dones.

L'assignació dels cadàvers que s'utilitzaven es feia mitjançant sobres opacs, segellats i numerats per membres independents de l'equip d'investigació.

Un cop obtinguts els espècimens es va prendre la decisió de no utilitzar els tendons seccionats per evitar afegir més biaixos a l'estudi i es va procedir a realitzar els mesuraments de les dimensions del tendó i de la tuberositat radial. Consideràvem que la variabilitat intrínseca de cada tendó podria alterar de manera significativa els resultats, no estant en els nostres objectius avaluar la seva influència en les reinsercions.

5.2 METODOLOGIA

Cada reparació es va sotmetre a un primer estudi de càrrega cíclica (500 cicles) i després a un segon estudi de càrrega única fins la fallada del muntatge. S'estudiaren els efectes agregats de 4 factors independents i els seus efectes combinats: tipus de sutura (sutura Fiberwire del n^o.2, Arthrex, Naples, Florida, EUA), característiques pròpies de cada radi, les tècniques de reinserció endomedul·lar i bicortical.

La tècnica endomedul·lar i la tècnica bicortical es va realitzar sobre els mateixos radis de forma seqüencial i aleatoria, després de realitzar els tests amb la primera tècnica es va comprovar la indemnitat de la cortical anterior o posterior de la tuberositat radial segons fos necessari (Figura 14). Es van constituir 2 grups experimentals amb els 16 espècimens.

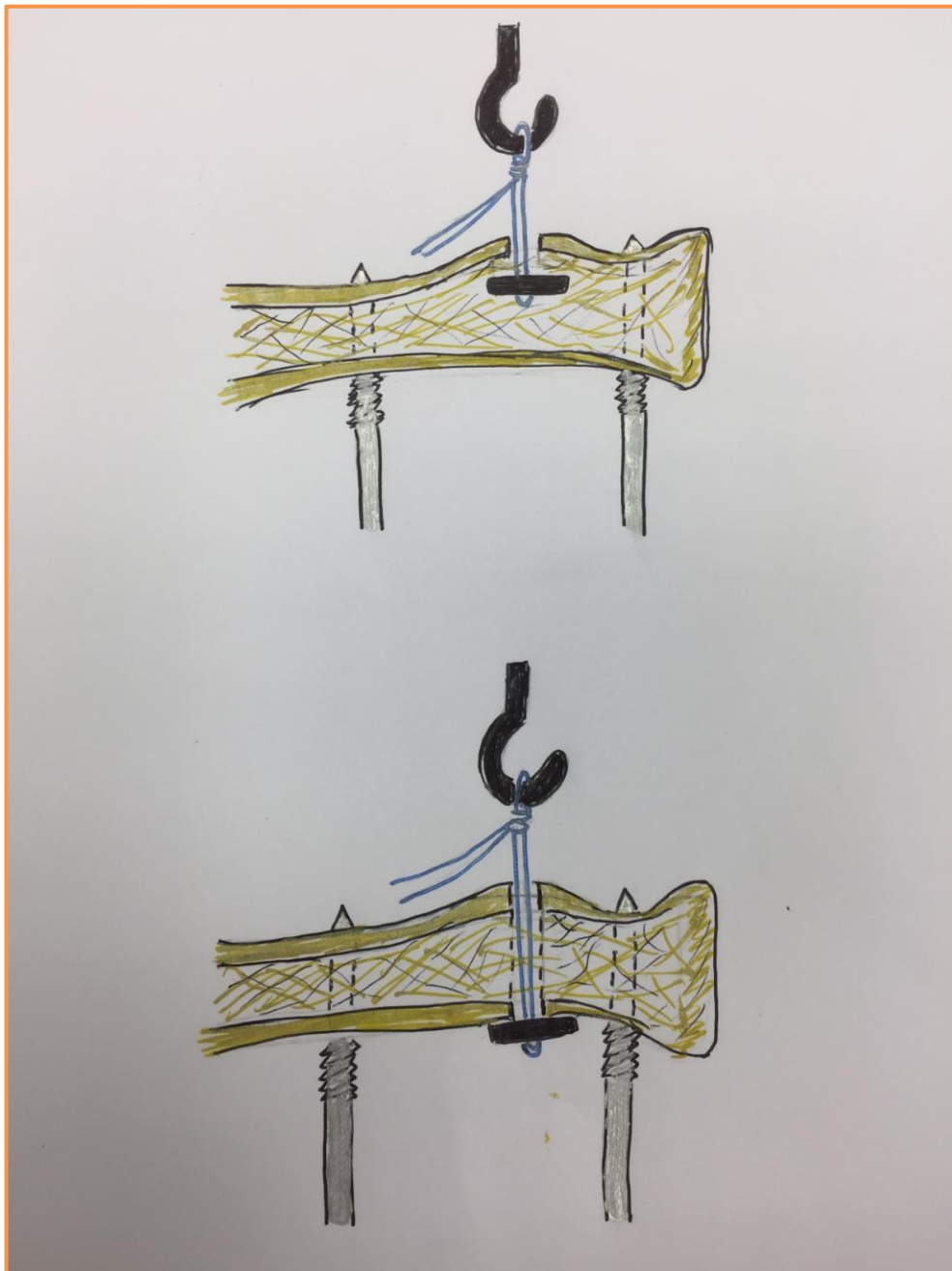
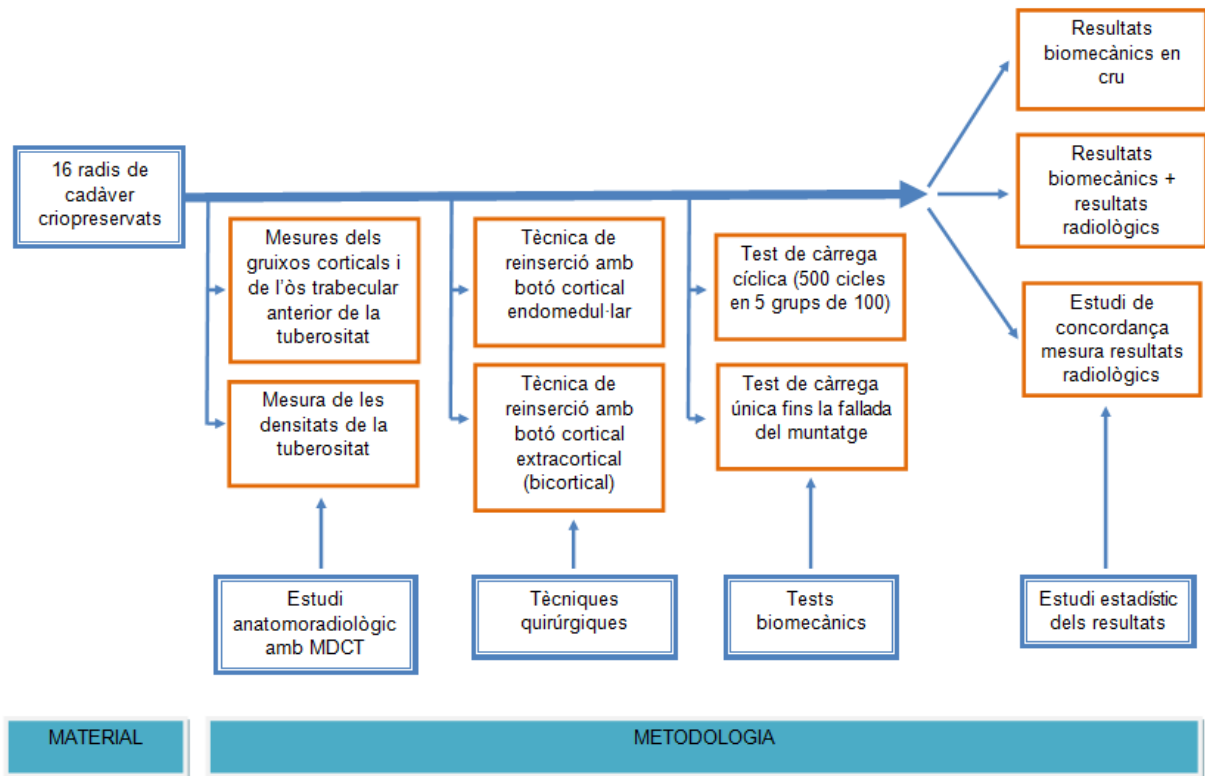


Figura 14. Esquema de les dues tècniques que s'analitzen al treball biomecànic.

5.2.1 ESQUEMA DE LA METODOLOGIA DE TREBALL :



5.2.2 PREPARACIÓ DELS RADIS PER LES PROVES BIOMECÀNIQUES

Cada espècimen era obtingut de cadàvers no embalsamats, que eren criopreservats després del seu processament. Les extremitats eren descongelades 4 hores abans de ser dissecades i seguidament es van realitzar les dues tècniques de forma seqüencial en cadascun dels 16 radis amb l'objectiu de minimitzar els efectes del temps de descongelació. Aquest procés de descongelació es considerava un biaix significatiu en els resultats dels tests realitzats, però comú a tots el treballs fets en cadàver criopreservat i acceptat en tota la literatura publicada.

Els colzes eren separats de la resta de l'extremitat mitjançant dissecció pel mateix equip de cirurgians. Després de l'obertura longitudinal de l'avantbraç s'exposaren els diferents plans musculars fins a arribar al múscul bíceps braquial en la seva inserció radial. El tendó era seccionat proximalment a nivell de la unió múscul-tendó aproximadament a 7 centímetres (cm). Es va procedir a retirar la resta de les estructures vasculars, nervioses i musculars del radi e individualitzar el mateix del cúbit mitjançant la secció dels lligaments que els uneixen i es conserva tot el radi deixant l'òs i el tendó del bíceps individualitzat. En tots els casos s'obtingué un tendó de longitud igual o major de 7 cm, suficient per aconseguir una correcte mesurament de la petjada del tendó a la tuberositat amb posterioritat (Figura 15).

Durant la manipulació dels bíceps, es mantingué el tendó protegit amb el teixit gras adjacent amb l'objectiu d'evitar al màxim el contacte dels tendons amb l'aire i així retardar la dessecació natural dels mateixos.



Figura 15. Detall de la dissecció del tendó i el radi.

5.2.3 TÈCNIQUES DE REINSERCIÓ A LA TUBEROSITAT BICIPITAL

Per l'estudi de la reinserció del tendó bicipital es van establir 2 grups amb les tècniques endomedul·lar i bicortical, usant una sutura de polièster tipus Fiberwire del n.º.2 (Arthrex, Naples, Florida, EUA). i un nuat pla del fil de 8 cm longitud sobre el botó cortical (Figura 16 i 17).

El botó cortical tipus Endobutton (Smith & Nephew, Andover, Massachusetts, EUA) mesura de 4 x 12 mm i es situava en l'eix longitudinal del radi al endosti de la tuberositat del radi després del brocat del terç mig de la tuberositat en el costat cubital de la cresta de la tuberositat, amb una broca de 4.5 mm, constituint aquesta metodologia, el denominat grup endomedul·lar (Figura 18).

La reparació del grup bicortical es va realitzar usant el mateix tipus d'implant i la mateixa tècnica de sutura.

En aquest segon grup s'introduïa el dispositiu després de travessar les dues corticals amb la broca de 4.5 mm, aprofitant el forat ja realitzat en la primera cortical per executar la tècnica endomedul·lar en cas que fos el segon test en la seqüència aleatòria, i situant el botó cortical en la cortical posterior en una disposició longitudinal al eix del radi (Figura 19).

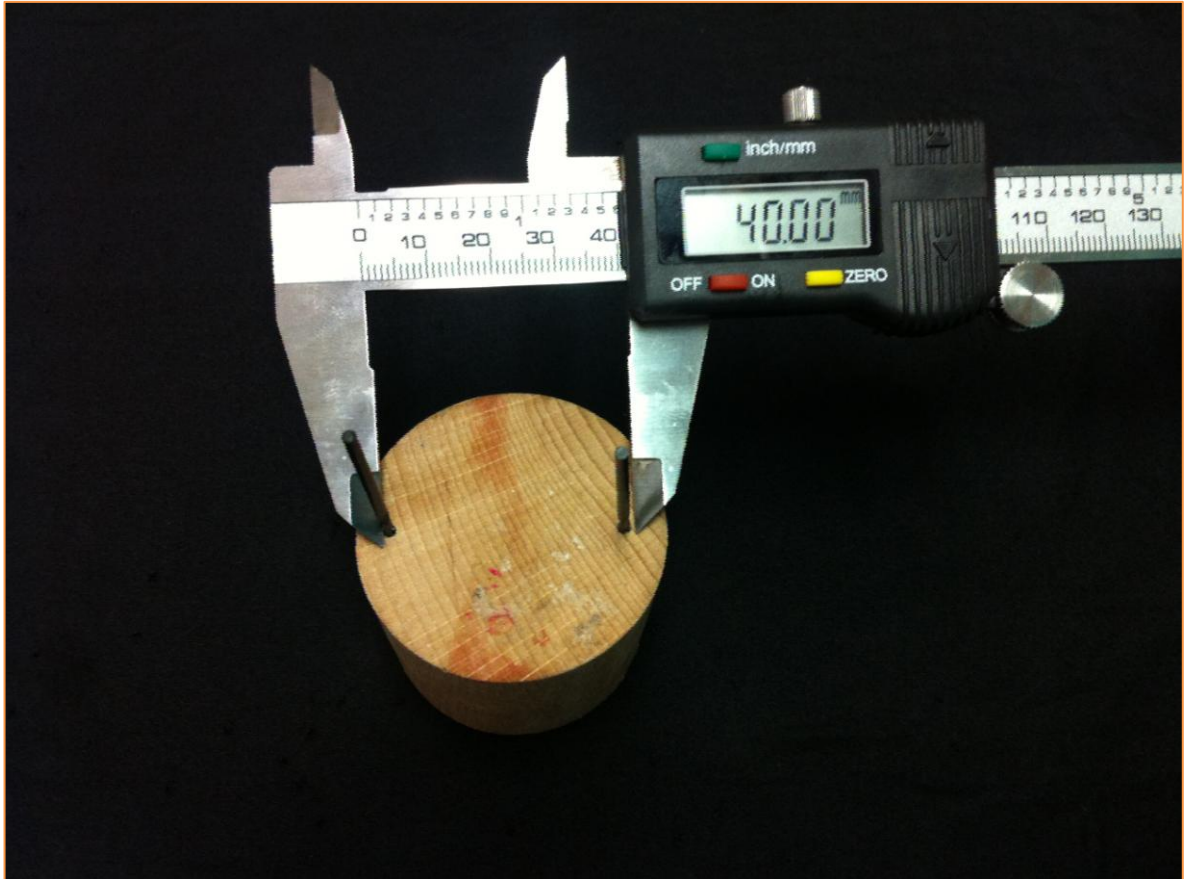


Figura 16. Detall de la guia de mesurament de la sutura amb la qual es va realitzar la reinsertió.

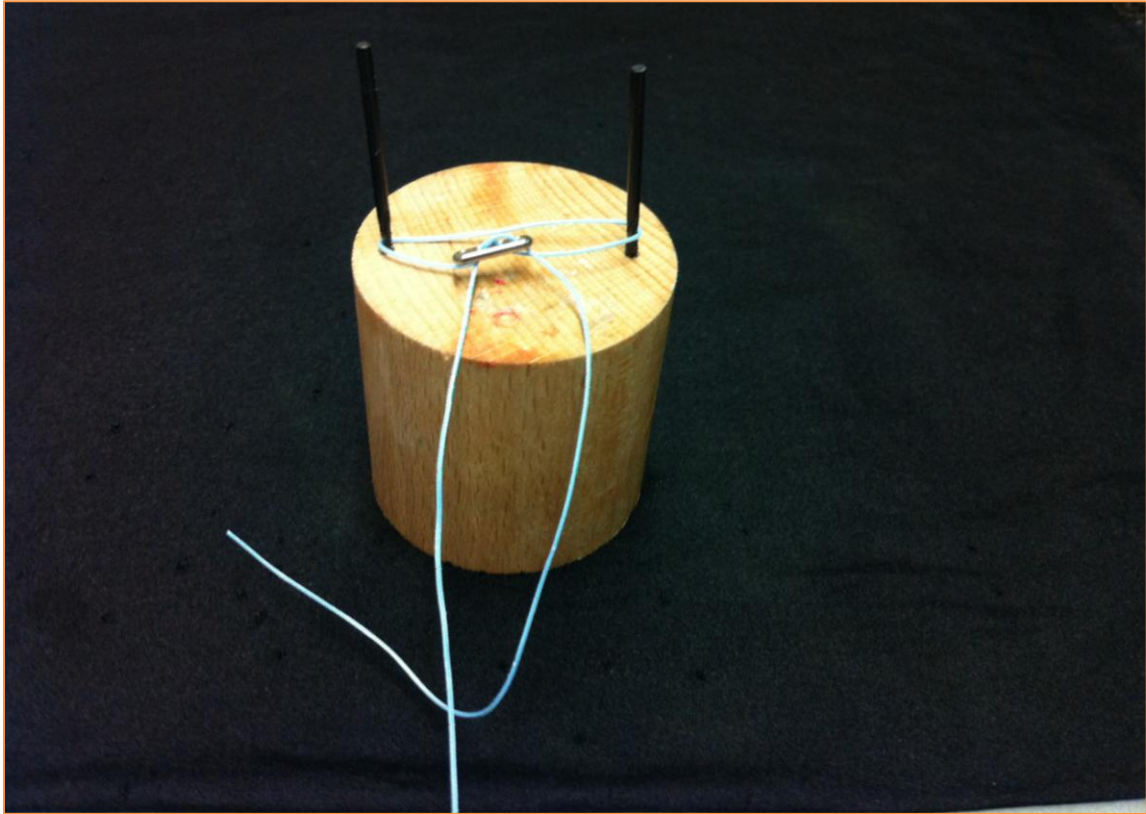


Figura 17. Detall del nuat de la sutura al botó cortical amb els 8 cm de sutura Fiberwire del n.º.2 (Arthrex, Naples, Florida, EUA).

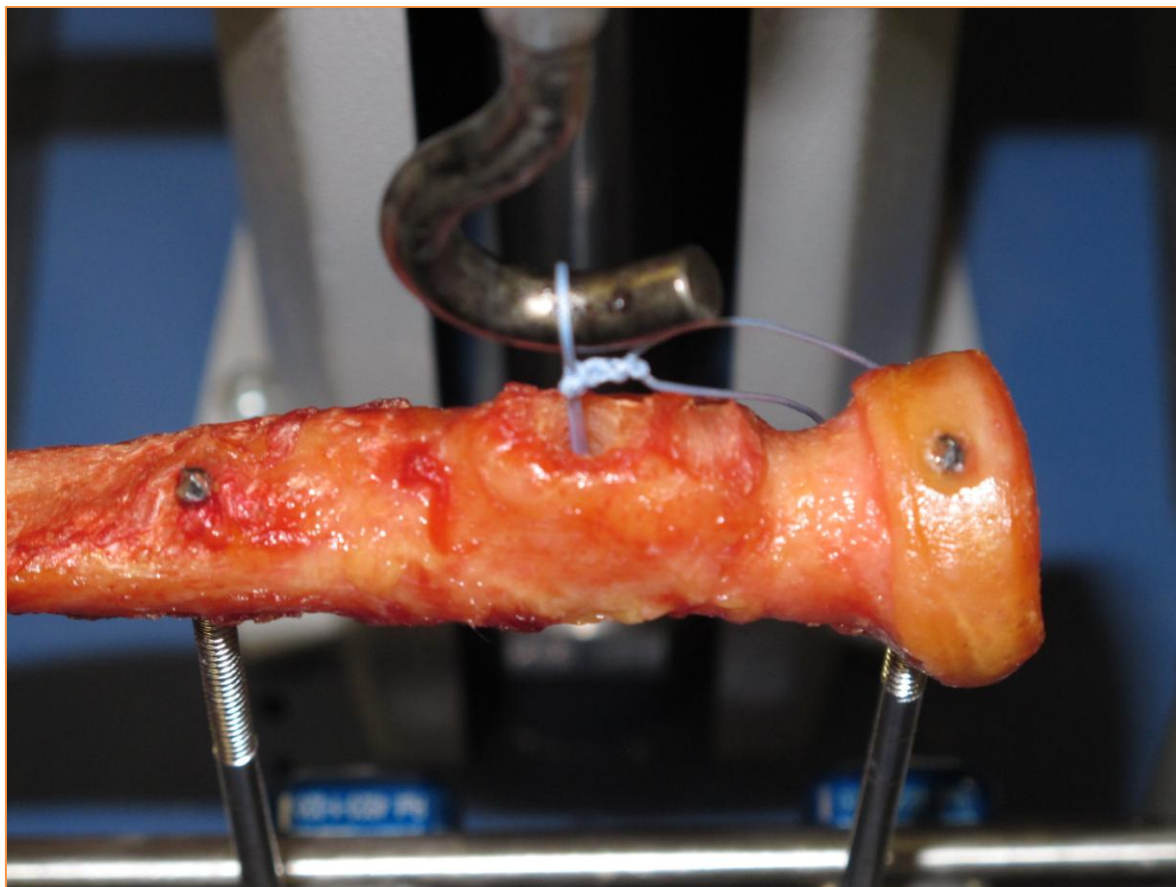


Figura 18. Detall del muntatge de l'implant amb la sutura sortint en el terç mig de la tuberositat del radi.

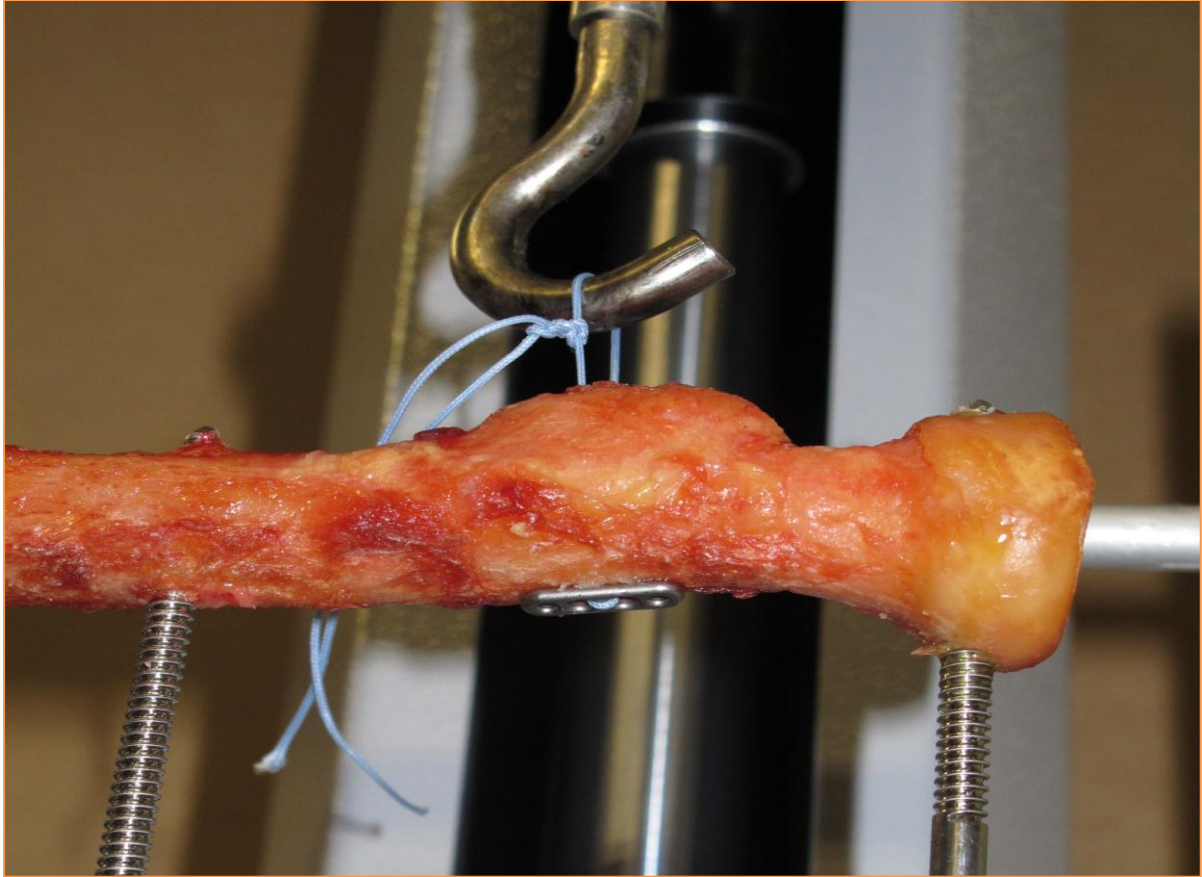


Figura 19. Detall de la sutura i el botó cortical en la tècnica bicortical on s'observa la situació extracortical del Endobutton (Smith & Nephew, Andover, Massachusetts, EUA).

5.2.4 MUNTATGE DEL RADI SOBRE EL DINAMÒMETRE ELECTRÒNIC

L'estabilització del radi diseccionat es va realitzar mitjançant un fixador extern tipus Hoffman® II (Stryker Trauma AG, Selzach, Suïssa) amb tres pins de 4.5 mm, el primer situat al cap del radi i dos més, un d'ells distal a la tuberositat del radi i equidistant del situat al cap respecte del centre de la tuberositat i l'altre equidistant entre aquest segon i la zona més distal del radi (Figura 20).

Després del brocat en el terç mig de la tuberositat bicipital al costat cubital de la cresta s'introduïa el botó cortical ja unit al fil amb nusos plans simples.

El fil proximalment es fixava al dinamòmetre electrònic a una distància de 4 cm del botó cortical. La fixació al mateix es feia mitjançant la col·locació del fil en el ganxo del dinamòmetre electrònic. L'extrem del fil amb la peça a estudiar es muntava en un suport Multitest 2.5-d (Mecmesin Corp, Slinfold, West Sussex, Gran Bretanya) mitjançant un fixador extern tipus Hoffman® II (Stryker Trauma AG, Selzach, Suïssa) amb tres pins situats al radi (Figura 21). L'altre extrem es fixava a un dinamòmetre AFG 1000 N (Advanced Forced Gauge, Mecmesin Corp, Slinfold, West Sussex, Gran Bretanya). El suport Multitest 2.5-d es connectava a un ordinador Acer (Acer, Taipei, Xina) en el qual hi havia instal·lat un programa fet a mida per al processament de dades obtingudes del dinamòmetre denominat Grafilino Max V1.24 i fabricat per l'empresa DataMicra (Espanya).



Figura 20. Detall de la distribució dels pins del fixador extern tipus Hoffman® II (Stryker Trauma AG, Selzach, Suïssa) en el radi.



Figura 21. Dinamòmetre electrònic amb el suport Multitest 2.5-d (Mecmesin Corp, Slinfold, West Sussex, Gran Bretanya) i la peça anatòmica preparada per el test.

5.2.5 ESTUDI BIOMECÀNIC DE LES DUES TÈCNIQUES QUIRÚRGIQUES

El muntatge havia estat dissenyat per mantenir el radi estable quan es traccionava amb el dinamòmetre amb un angle de 90° respecte l'eix longitudinal del radi. Cada espècimen era precarregat amb 10 N durant 1 minut per preconditionar la construcció i assegurar un punt de partida coherent en tots els tests. Els espècimens després eren carregats cíclicament entre els 10 i els 50 N a 1 Hz²⁹. Un model de càrrega cíclica semblant havia estat utilitzat en proves biomecàniques de les mateixes característiques abans^{29,38}. La utilització dels 50 N havia estat prèviament establerta per conveni com la tensió mitjana al tendó del bíceps distal en sostenir l'avantbraç flexionat a 90° contra la gravetat³⁰.

Les mostres van ser cíclicament carregades en el dinamòmetre digital (AGF. Mecmesin Corp, Slinfold, West Sussex, Gran Bretanya) durant un total de 500 cicles en 5 intervals diferents de 100 cicles cadascun durant el test²⁹. Amb totes aquestes dades es va obtenir un gràfic que permetia determinar la correlació entre els cicles i el desplaçament mesurat utilitzant un programari (Grafilino Max V1.24, DataMicra, Espanya) fet específicament per aquest tipus de tests biomecànics. Totes les dades i gràfics obtinguts es van registrar per a l'anàlisi posterior un cop extretes del programa en taules del programa Excel creades amb aquest objectiu.

Després dels 500 cicles, la càrrega era retornada a 10 N durant 1 minut. Posteriorment es va fer una mesura amb un peu de rei (en tres ocasions per diferents persones) per atorgar validesa als resultats i obtenir un registre paral·lel

que pogués confirmar les dades obtingudes amb el dinamòmetre electrònic. En aquest mesurament es valorava el desplaçament del muntatge des d'un mateix punt de la tuberositat (zona d'entrada del fil a l'òs) fins a la part més propera del ganxo. Aquestes mesures es van realitzar després de la precàrrega i posteriorment als 500 cicles, aquesta última mesura es va registrar i es va descriure com el desplaçament final del muntatge. El dinamòmetre electrònic també va realitzar totes les mesures de desplaçament. Un cop mesurat el desplaçament final es donava per finalitzat el primer test.

El segon test començava quan la construcció era portada fins al fracàs a una velocitat de 4 mm per segon. Aquesta velocitat havia estat utilitzada en proves biomecàniques de reparació de bíceps prèviament²⁹. La càrrega i el desplaçament van ser gravats contínuament fins al moment del fracàs de la construcció sense tenir en compte el desplaçament previ. Totes les dades de desplaçament des del començament d'aquest segon test de fallada fins al fracàs mecànic del muntatge també es van registrar en taules Excel.

Els paràmetres que s'estudien es van obtenir amb els mesuraments i les dades extretes en els tests de càrrega cíclica realitzats en cada tècnica quirúrgica:

1. Elongació fins al punt de pèrdua d'elasticitat del sistema ("elongation until yeild point") (mm).
2. La força fins al punt de pèrdua d'elasticitat del sistema ("yield force") (N).
3. L'energia fins al punt de pèrdua d'elasticitat del sistema ("energy to yield") (J).
4. El temps transcorregut fins al punt de pèrdua d'elasticitat del sistema ("time to yield point") (s).
5. La rigidesa del sistema ("stiffness") (N/mm).
6. El temps transcorregut fins a l'aparició d'1 mm d'escletxa ("time to 1 mm gap point") (s).

En tots aquests paràmetres s'ha inclòs la nomenclatura anglesa per que pogués ser comparada amb la literatura específica de biomecànica i així donar major claredat. Tots els paràmetres van ser avaluats en els primers 100 cicles mitjançant les dades obtingudes amb el programari del dinamòmetre electrònic i compilades amb taules Excel, posteriorment es va realitzar la seva anàlisi estadística.

Posteriorment es va mesurar en el segon test anomenat prova de força màxima fins a la fallada del muntatge (“load to failure”):

1. L'elongació des del punt de pèrdua d'elasticitat del sistema fins a la força màxima (“elongation from yield to ultimate force”) (mm).
2. La força màxima abans del fracàs (“ultimate force”) (N).
3. L'energia fins al fracàs (“energy to failure”) (J).
4. L'energia des del punt de pèrdua d'elasticitat del sistema fins a la força màxima (“energy from yield to ultimate force”) (J).
5. El temps des del punt de pèrdua d'elasticitat del sistema fins a la força màxima (“time from yield to ultimate force”) (s).
6. L'allargament total (“total elongation”) (mm).
7. El temps total (“total time”) (s).

Totes aquestes dades extretes després del test de força màxima fins a la fallada del muntatge van ser recollides en el programa informàtic i agrupades en taules Excel per al seu anàlisi estadístic posterior.

5.2.6 ESTUDI ESTADÍSTIC DELS TESTS BIOMECÀNICS

Considerem, com altres autors^{9,34}, que una diferència en la càrrega de trencament (fallada del muntatge) del 20% és una diferència biomecànica significativa i per tant ha de ser considerada com estadísticament significativa en l'anàlisi de les dades. Totes les anàlisis estadístiques es van realitzar amb el programa IBM SPSS versió 20, (Armonk, Nova York) amb la col·laboració i supervisió d'un expert en bioestadística el Dr. J.R.G. Com que aquest és un primer acostament a la comparació d'aquestes dues tècniques quirúrgiques, la mida de la mostra (16 radis) es va estimar a partir de dades bibliogràfiques històriques dels estudis biomecànics realitzats amb tècniques de botó cortical i altres ancoratges^{30,39}.

Es van estimar les relacions entre els dos procediments realitzats utilitzant una metodologia d'Equacions d'Estimació Generalitzades (GEE) utilitzant una matriu no estructurada observar la correlació intramostra. Aquests models van ser utilitzats en la GEE per avaluar les diferències entre els procediments per via d'estimació de la relació, amb un 95% d'interval de confiança (IC del 95%), incloent-hi el número d'identificació de la mostra, com a mesura repetida i el tipus de procediment, com el factor fix per a l'anàlisi cru. Els resultats del MDCT (el gruix de la cortical i la densitat mineral òssia) es van utilitzar per a l'anàlisi ajustat. En totes les anàlisis es considerà un error del tipus I = 0,05.

5.2.7 CARACTERÍSTIQUES DEL MDCT UTILITZAT PER FER LES MESURES RADIOLÒGIQUES

En cadascun dels radis criopreservats es va utilitzar un escàner MDCT amb 64 files de detectors (Somatom Sensation 64 Systems, Siemens Healthcare, Erlangen, Alemanya) per a l'adquisició d'imatges gràcies a la col·laboració del Servei de Radiologia del Hospital Clínic de Barcelona.

El terç proximal dels radis es va escanejar en el pla axial, amb un gruix de tall de 0.625 mm, i va ser reconstruït en una direcció crani-caudal i en el pla sagital. Es va triar una matriu de dades de 512 x 512 seguint les recomanacions del Dr. X.T.B radiòleg que ha col·laborat en el disseny, recollida de dades i anàlisi dels resultats.

Les imatges del MDCT es van transferir al programa informàtic de visualització d'imatges DICOM Radiant Net Viewer (TeraRecon Inc, San Mateo, Califòrnia, EUA) per a la seva anàlisi. L'eix axial es va referenciar a la línia articular del cap del radi. El pla sagital es va referenciar en l'eix longitudinal del radi proximal. En virtut de les divisions seleccionades, es va utilitzar el visor incorporat al programari amb un regle d'una precisió calibrada de 0,1 mm. Les mesures del gruix de l'òs de la cortical anterior, l'òs trabecular anterior, del canal medul·lar i de la cortical posterior. Aquestes mesures van ser fetes a la part mitja del terç proximal, mitja i distal de la tuberositat radial, tan en el pla axial com sagital (Figura 22 i 23).

Després de realitzar les mesures dels gruixos corticals es van realitzar mesuraments en el pla axial, en els mateixos llocs, per obtenir la densitat òssia (HU) de les diferents parts de la tuberositat utilitzant la mateixa eina informàtica.

Totes aquestes mesures van ser realitzades a doble cec per dues persones, un radiòleg (X.T.B) i l'autor. Per comparar i valorar la consistència dels resultats es va realitzar una anàlisi de concordança amb el coeficient de Lin (LCC)⁴⁰.

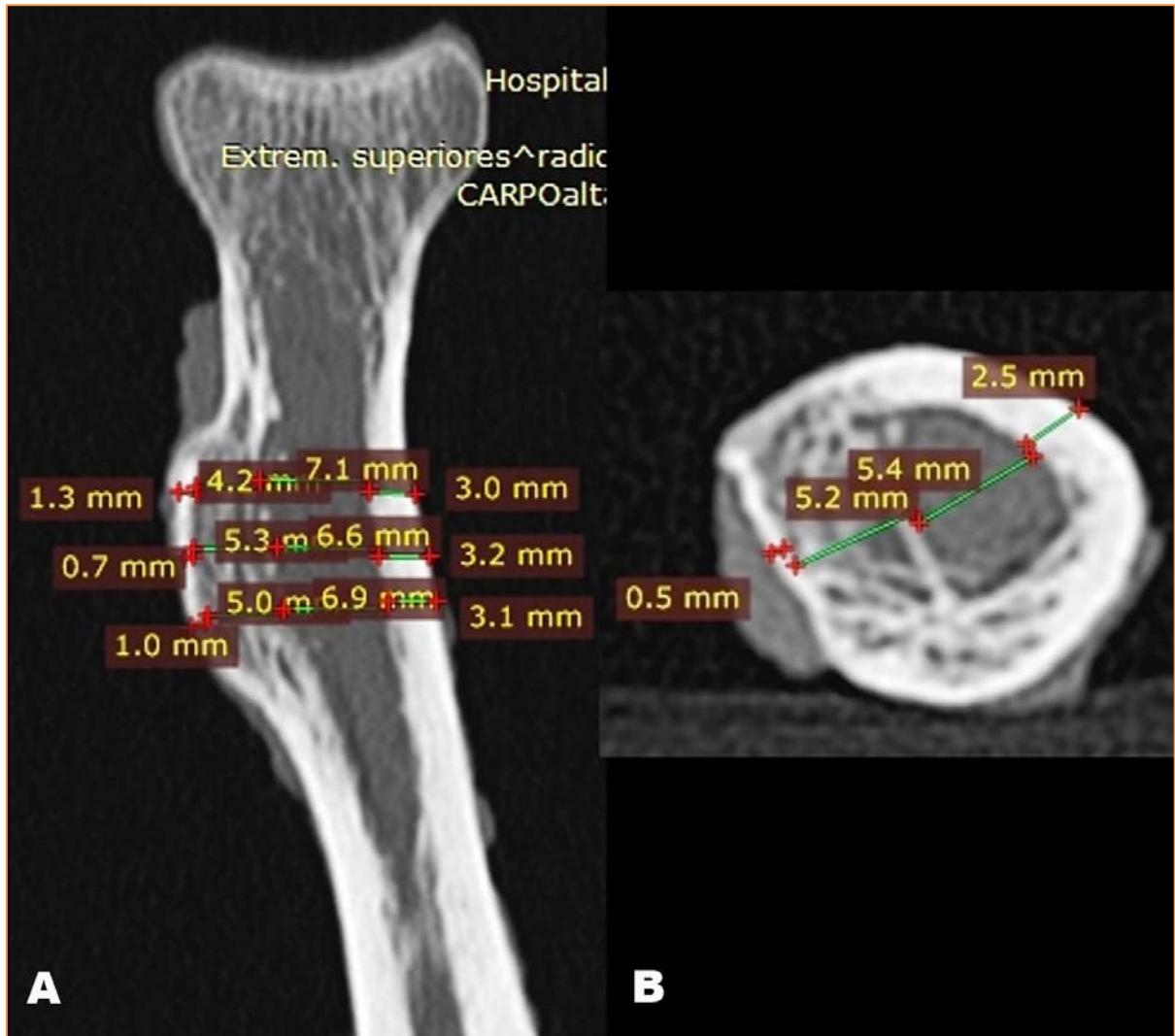


Figura 22. Detall del mesurament dels gruixos corticals extrets del MDCT i recuperats amb el programa Radiant Net Viewer (TeraRecon Inc, San Mateo, CA, EUA) en el pla sagital (A) i axial (B).

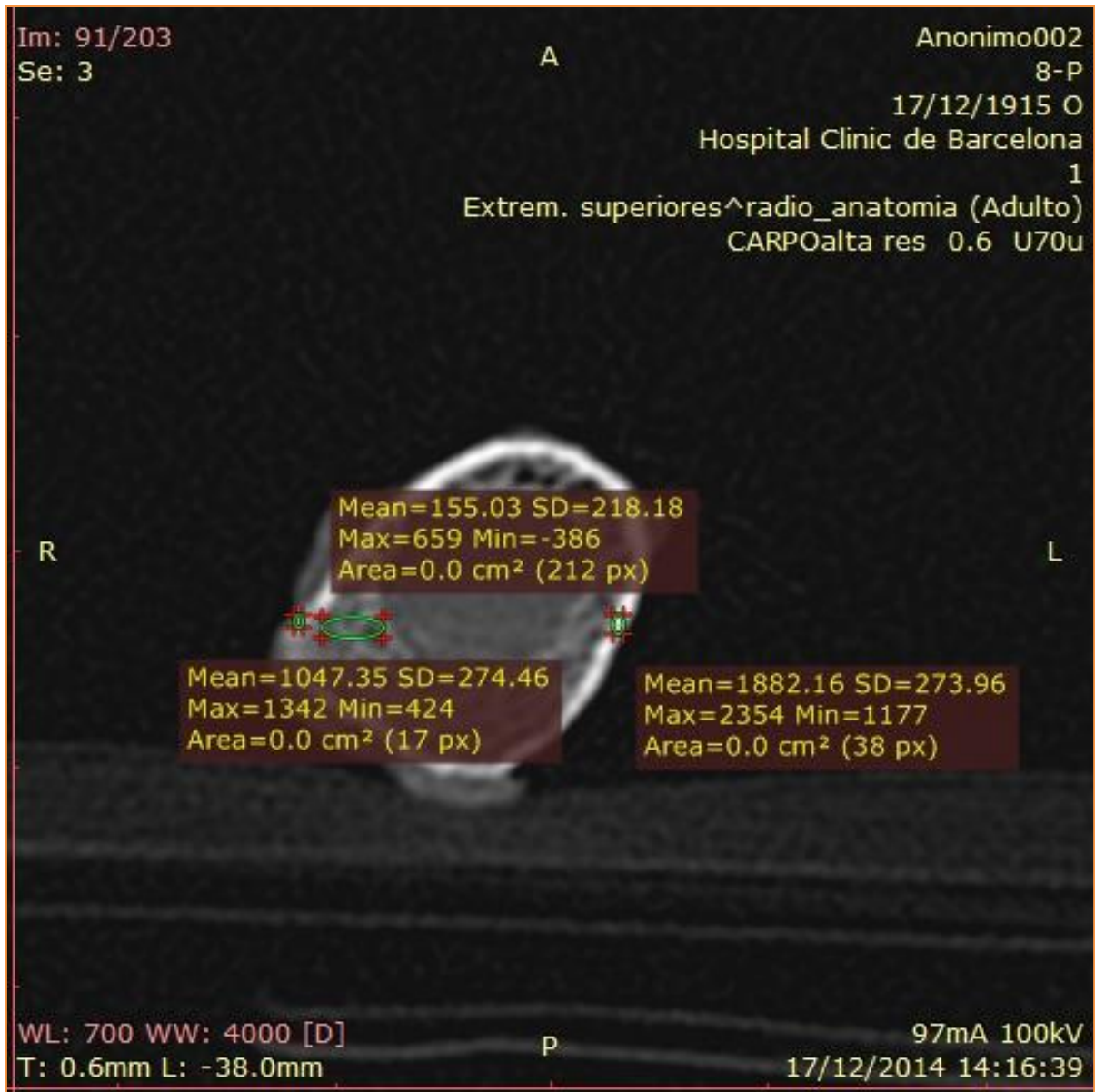


Figura 23. Detall del mesurament de les densitats de les diferents parts de la tuberositat dels ossos. Mesuraments en unitats Hounsfield (HU) en imatges extretes del MDCT i recuperades amb el programa Radiant Net Viewer (TeraRecon Inc, San Mateo, CA, EUA).

5.2.8 ESTUDI ESTADÍSTIC DE LES MESURES ANATOMORADIOLÒGIQUES

Per tal d'avaluar les diferències entre la part proximal, mitja i distal de la tuberositat en l'avaluació del MDCT estimem les ràtios i els seus intervals de confiança del 95% (IC del 95%) entre aquestes tres zones emprant la metodologia GEE, que utilitza una matriu estructurada per poder avaluar les diferències intraespècimen i la seva correlació amb la ubicació. Aquests models van ser utilitzats amb el mètode GEE per avaluar les diferències en les estimacions de les ràtios entre les dues tècniques quirúrgiques realitzades, això incloïa el número d'identificació de la mostra com a mesura repetida i la ubicació com a factor fix.

El LCC i els seus corresponents IC del 95% es van utilitzar com les principals mesures de coincidència entre els dos observadors. El LCC⁴⁰ mesura l'exactitud i la precisió per determinar si les dades observades difereixen significativament de la línia de concordança perfecta, és a dir, una regressió lineal en origen (0,0) i 45 graus (és dir, el pendent de la línia és igual a u). Aquest valor augmenta de 0 a 1 amb la major exactitud i precisió de les dades observades. El grau de concordança va ser classificat com: pobre (<0,21), just (0,21-0,40), moderat (0,41-0,60), considerable (0,61-0,80) o alt ($\geq 0,81$). En totes les anàlisi es considera un error I Tipus = 0,05. El programari IBM SPSS versió 20 (Armonk, Nova York, EUA) es va utilitzar per a totes les anàlisi estadístiques.



6. RESULTATS

6.1 PROVES BIOMECÀNIQUES DE LES TÈCNiques AVALUADES

Les dades obtingudes en la càrrega cíclica de cada espècimen en cadascun dels tests s'observen en les gràfiques de les Figures 24 i 25. Després de l'anàlisi dels resultats dels primers tests anomenats de càrrega cíclica amb les dues tècniques quirúrgiques, es van observar diferències estadísticament significatives en el desplaçament final entre els dos grups de reparació ($p < 0,0001$). El desplaçament mitjà del grup endomedullar va ser 3,71 mm (DE 0,84 mm), el desplaçament mitjà del grup bicortical va ser de 2,41 mm (DE 0,78 mm). La ràtio va ser 0,61 (IC del 95%: 0,53; 0,7) però quan el resultat s'ajustà amb el gruix cortical i la densitat mineral òssia de cada espècimen la ràtio va ser de 0,55 (IC 95% 0,21; 1,4).

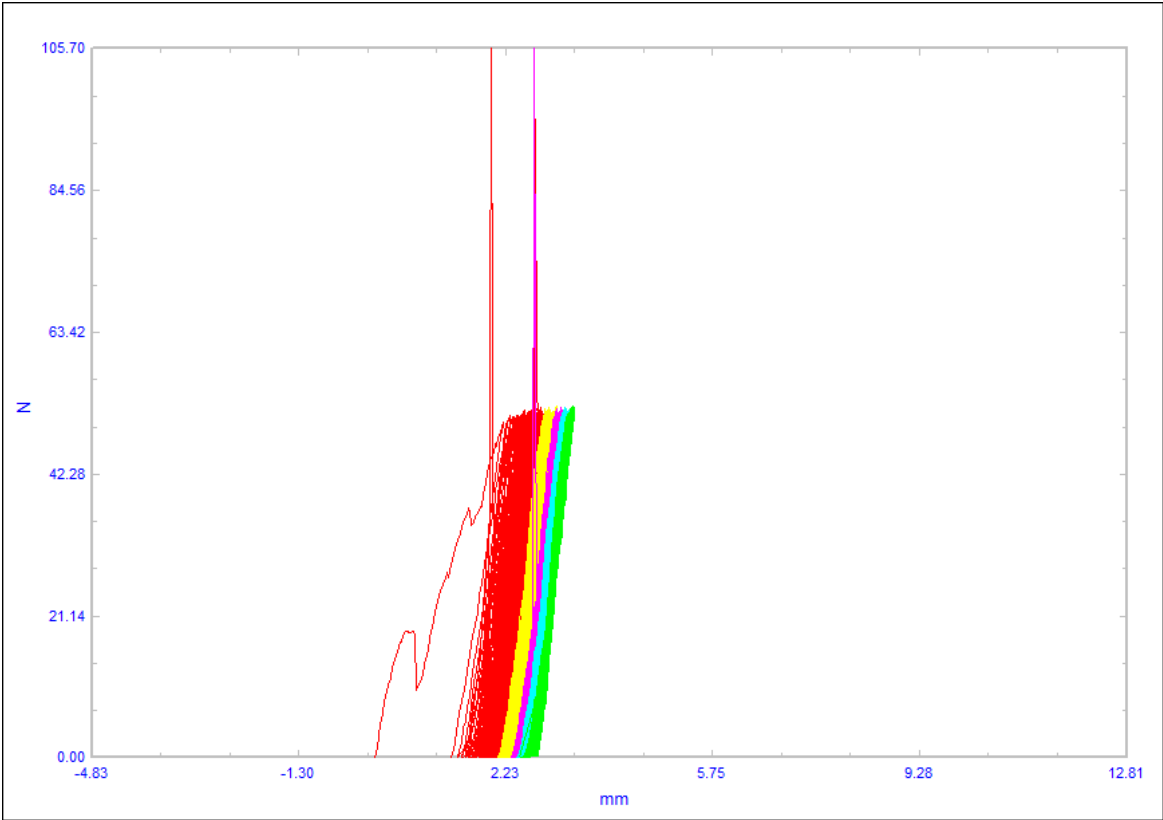


Figura 24. Gràfica extreta del programa Grafilino Max V1.24 (DataMicra, Espanya) després del test de càrrega amb 50 N i 500 cicles amb la tècnica endomedullar on es mesuren el desplaçament en mm i els cicles de càrrega en N.

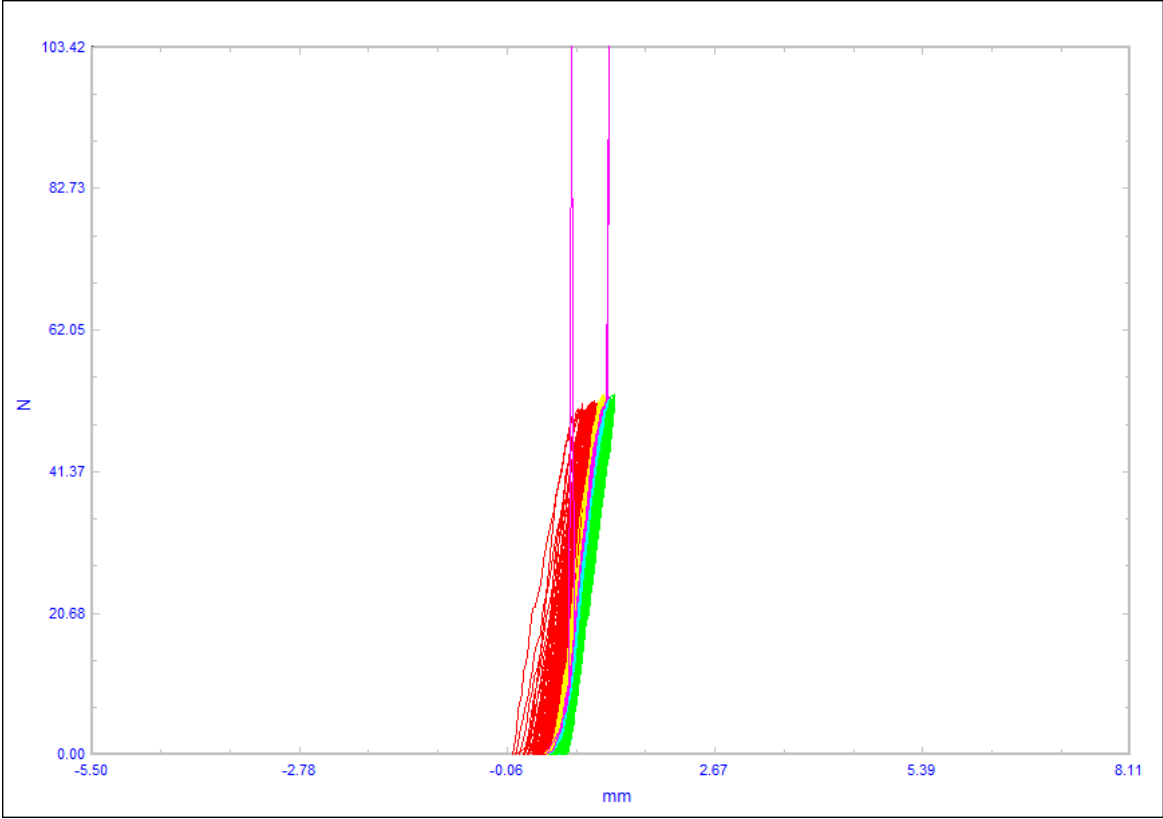


Figura 25. Gràfica extreta del programa Grafilino Max V1.24 (DataMicra, Espanya) després del test de càrrega amb 50 N i 500 cicles amb la tècnica bicortical on es mesuren el desplaçament en mm i els cicles de càrrega en N.

El segon test anomenat prova de càrrega única fins la fallada del muntatge, te com objectiu portar al fracàs la reparació en totes les mostres. Aquest es el moment per tant de la finalització del test. En tots els espècimens estudiats, aquest instant es va produir amb l'arrencament del botó cortical per avulsió òssia, el lliscament del botó cortical a través del forat cortical, o amb el trencament de la sutura.

Dels 16 espècimens utilitzats només 14 espècimens van ser considerats vàlids (que van completar els dos test) en l'anàlisi dels resultats de la tècnica de reparació amb botó endomedul·lar. En aquest grup el motiu del fracàs del muntatge va ser en 4 casos pel trencament de la sutura, i 10 van fracassar a causa de l'avulsió òssia.

En el grup bicortical els 16 espècimens van completar els tests, dos dels 16 casos van fracassar per avulsió òssia i 14 a causa del trencament de la sutura.

Els dos casos d'avulsió òssia del grup bicortical van ser en els mateixos espècimens en els que el fracàs en el test de càrrega cíclica es va produir durant els primers 100 cicles en el grup endomedul·lar invalidant el resultat del test e imposibilitant fer el test de fallada amb aquesta tècnica en aquest dos espècimens.

A continuació es mostra un exemple de les gràfiques extretes del programa Grafilino Max V1.24 (DataMicra, Espanya) que il·lustren el comportament de cada espècimen durant aquests tests i el detall gràfic de la forma com es produeix el fracàs en les dues tècniques analitzades (Figures 26-29).

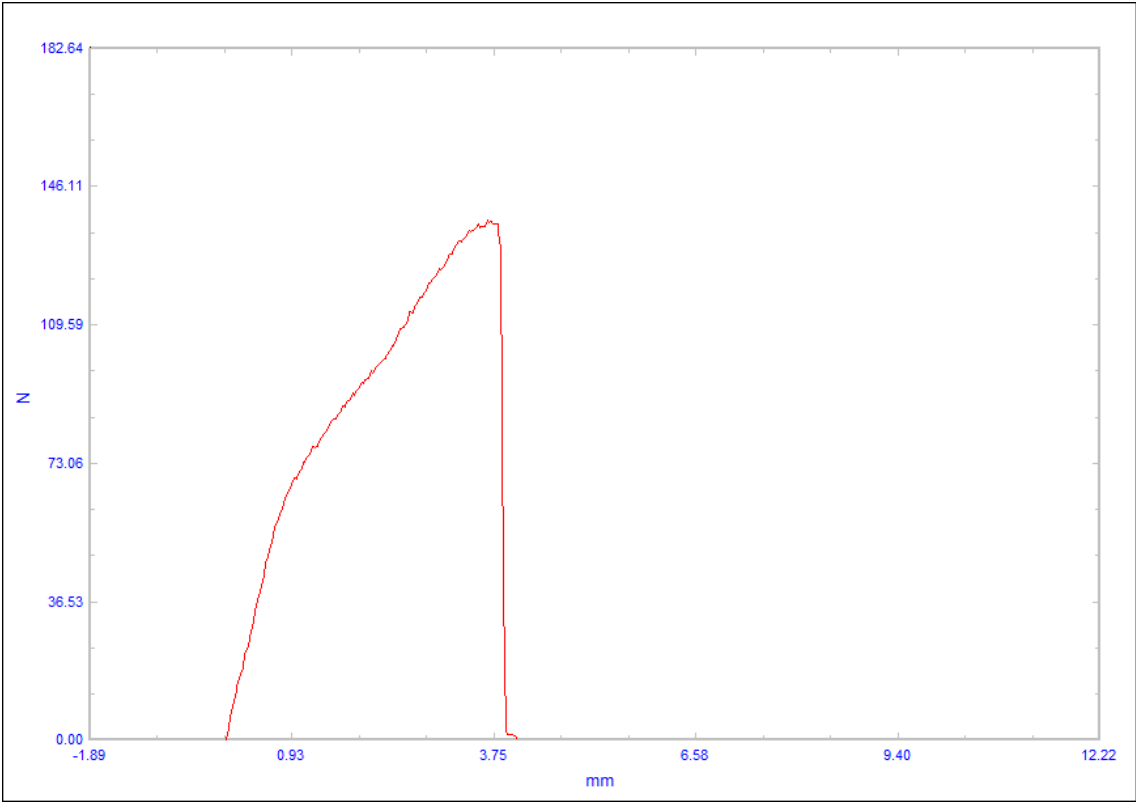


Figura 26. Gràfica extreta del programa Grafilino Max V1.24 (DataMicra, Espanya) després del test de càrrega fins a la fallada amb la tècnica endomedul·lar on es mesura el desplaçament en mm i la càrrega progressiva en N.

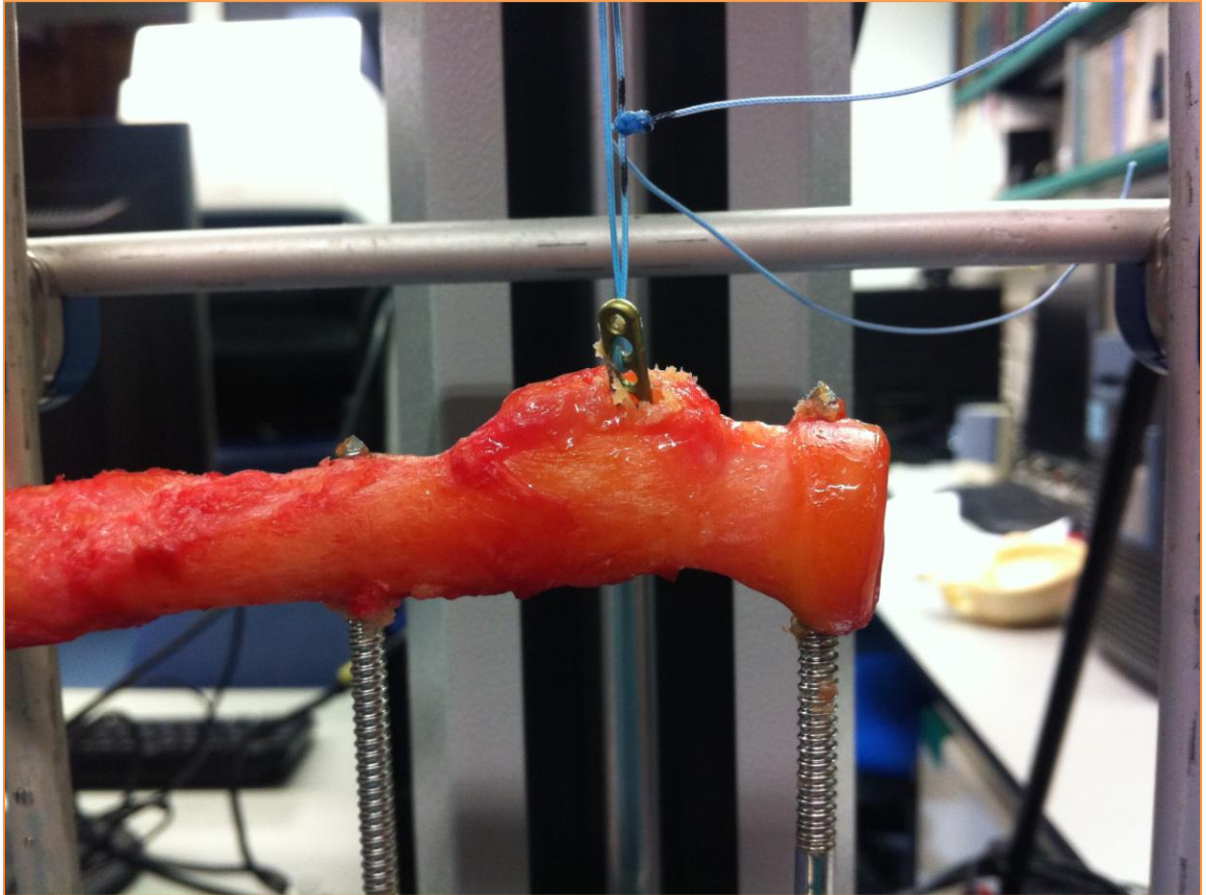


Figura 27. Detall del moment de la resolució del muntatge després del test de càrrega fins a la fallada amb la tècnica endomedul·lar.

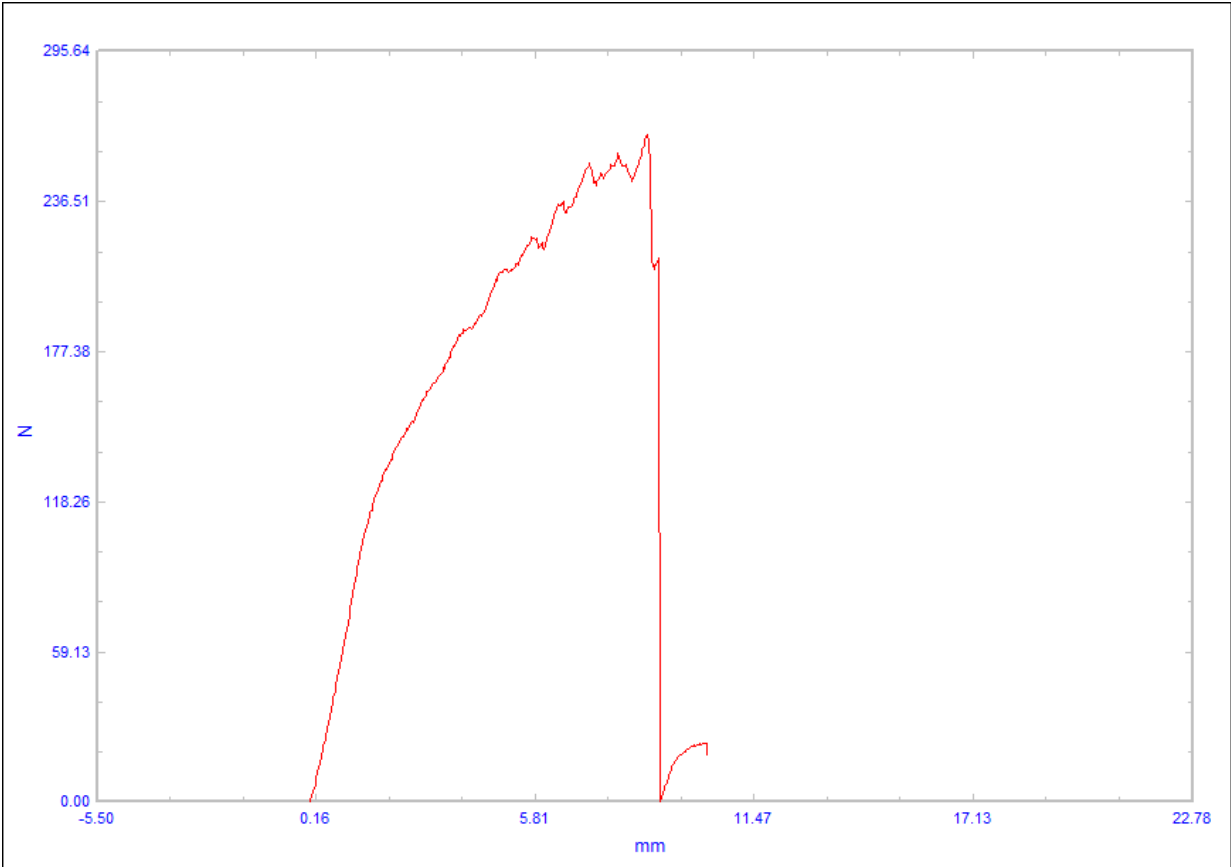


Figura 28. Gràfica extreta del programa Grafilino Max V1.24 (DataMicra, Espanya) després del test de càrrega fins a la fallada amb la tècnica bicortical on es mesura el desplaçament en mm i la càrrega progressiva en N.

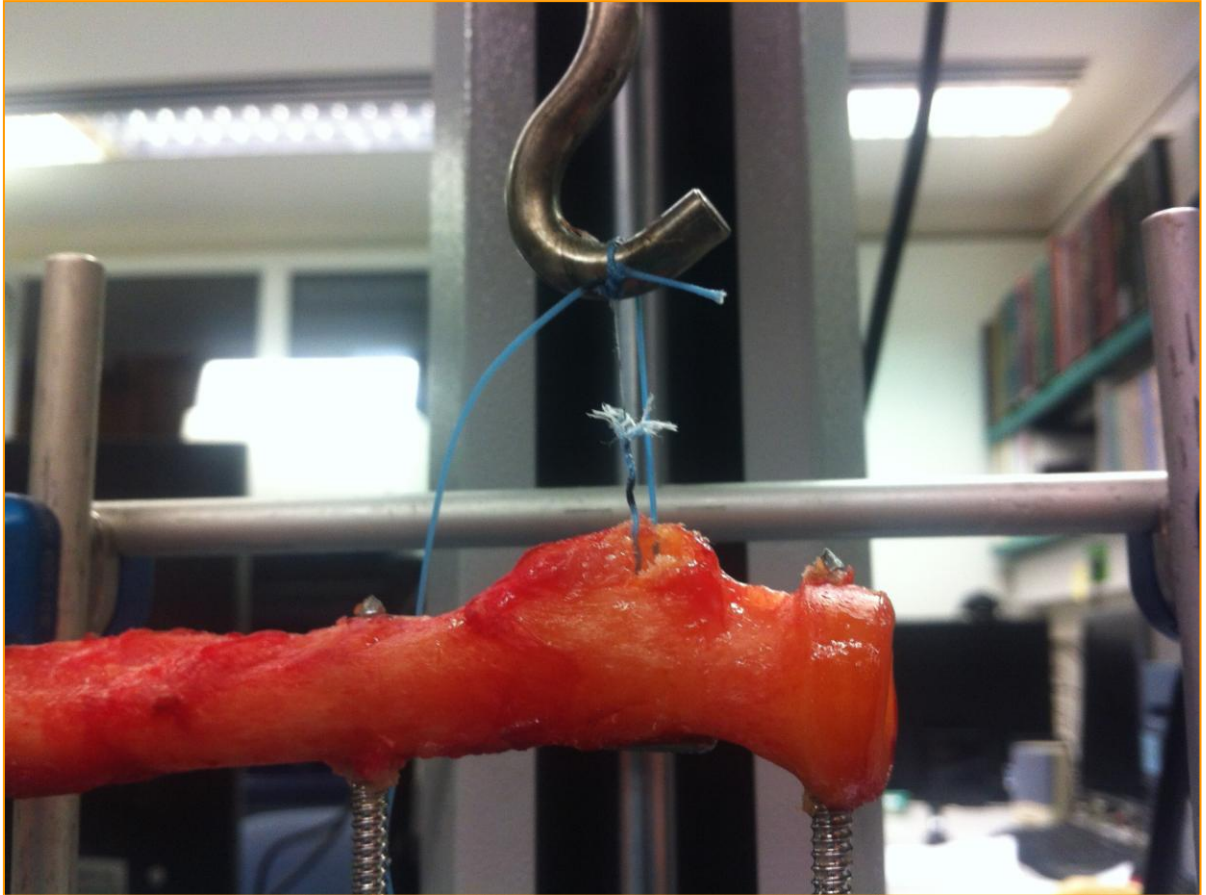


Figura 29. Detall del moment de la resolució del muntatge després del test de càrrega fins a la fallada amb la tècnica bicortical.

El resultat del test de la força màxima abans de la fallada de la reparació va ser significativament menor ($P < 0,01$) en el grup endomedullar 208,71 N (DE 56,73 N), en comparació amb el grup bicortical 240,16 N (DE 43,08 N). La ràtio entre els dos mesuraments va ser d'1,23 (IC del 95% 1,05; 1,43), però quan el resultat s'ajusta amb el gruix cortical i la densitat òssia aquesta ràtio va ser de 1,11 (IC del 95% 0,58; 2,1) (Figura 30). Aquest resultat objectiva una correlació positiva entre la densitat mineral òssia i el gruix cortical amb la necessitat d'unes càrregues superiors per portar al fracàs la reparació amb les tècniques estudiades.

Els resultats es resumeixen a la Figura 30. Els paràmetres d'aquesta taula estan extrets directament del programa informàtic utilitzat per l'anàlisi estadística. La nomenclatura dels paràmetres esta referenciada en català a les pàgines 59 i 60.

Tot i la major resistència a la fallada que es va demostrar amb la tècnica bicortical hi va haver 4 casos (espècimens 1,3,4,15) on es van obtenir càrregues similars abans del fracàs amb les dues tècniques. En l'anàlisi específic d'aquests casos es va observar que tenien una superior densitat òssia i un major gruix de la cortical anterior i de l'òs trabecular anterior. Aquestes diferències no van resultar estadísticament significatives respecte a la resta dels espècimens analitzats.

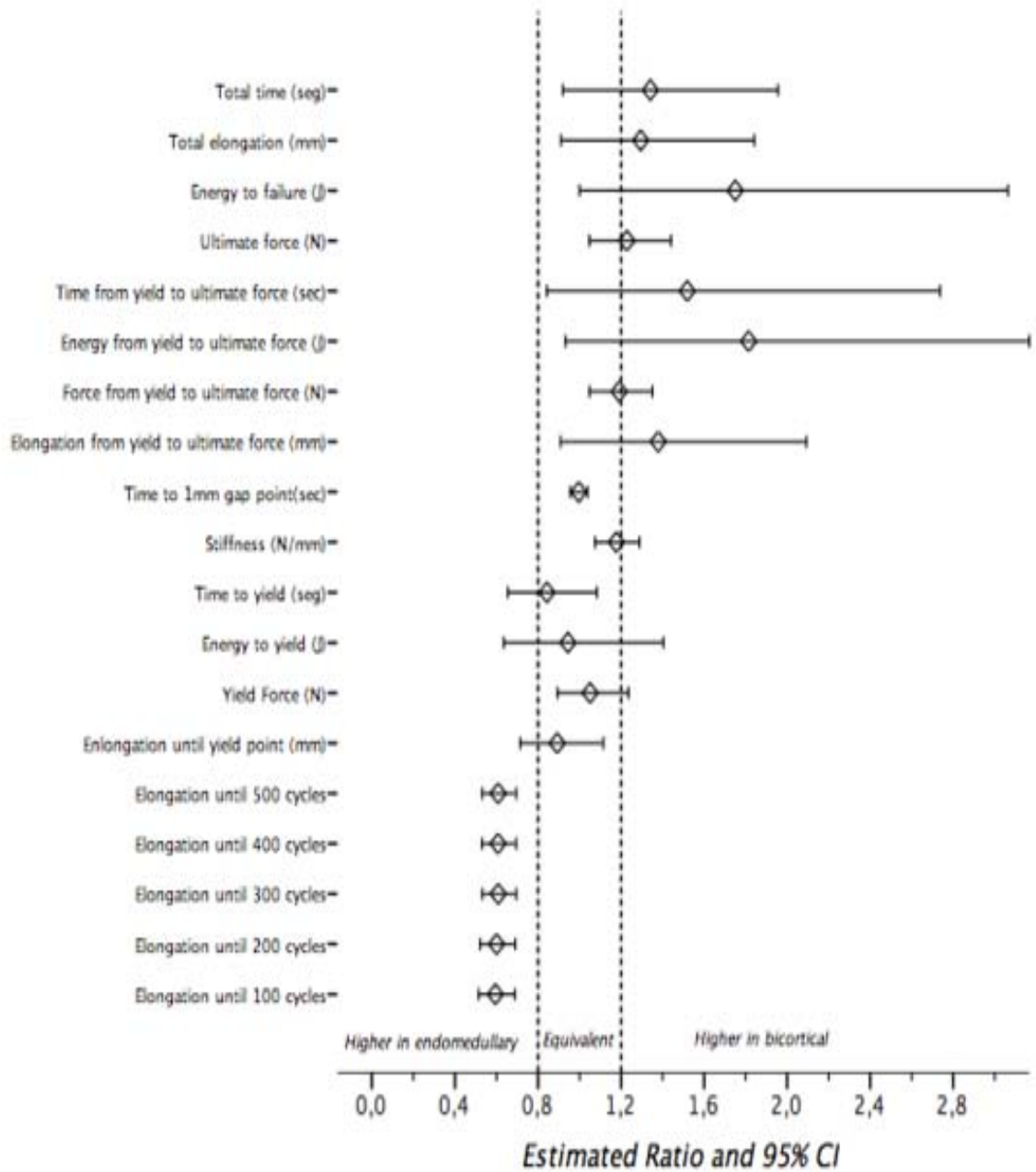


Figura 30. Taula de ràtios estimats comparatius entre les dues tècniques amb les dades obtingudes amb els tests biomecànics realitzats després de la seva anàlisi estadística.

6.1.1 ANNEX 1: GRÀFIQUES E IMATGES DE LES PROVES BIOMECÀNIQUES DELS 16 ESPÈCIMENS

A continuació es mostren les diferents gràfiques obtingudes en els diferents espècimens en les proves biomecàniques fetes per avaluar dues tècniques i la fotografia del moment en el que es va produir el fracàs de sistema després del segon test o prova de càrrega fins a la fallada del muntatge.

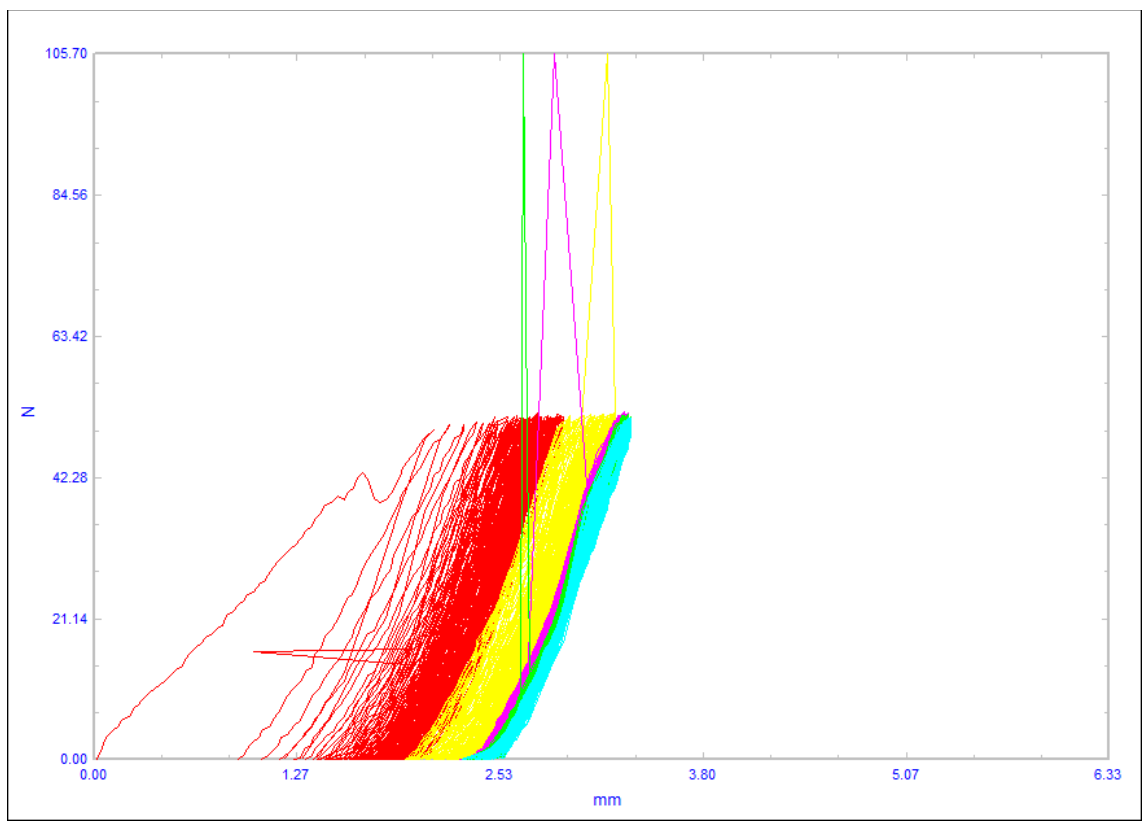
Aquestes gràfiques i el seu contingut van ser extretes del programa Grafilino Max V1.24 (DataMicra, Espanya) i utilitzades per comparar els resultats entre els diferents espècimens.

En cada apartat estan recollides les gràfiques dels resultats dels dos tests obtinguts de cadascun dels espècimens després de fer les dues tècniques quirúrgiques. Primer les de la tècnica endomedullar i després les de la tècnica bicortical. A continuació de la gràfica de cada test de fallada s'adjunta la imatge del mecanisme i el moment on aquesta es produeix.

6.1.1.1 INFORMES DE LES PROVES AMB LA TÈCNICA ENDOMEDUL·LAR

Espècimen 1:

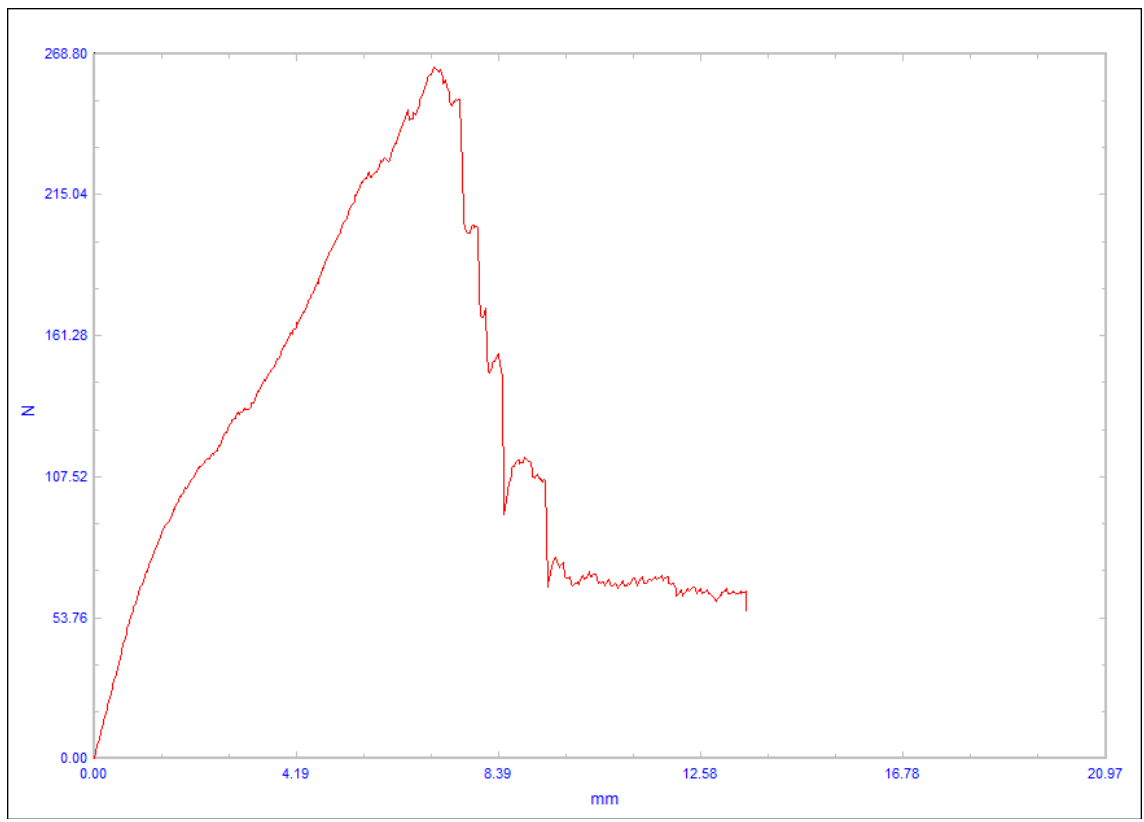
	Mostra 1	Mostra 2	Mostra 3	Mostra 4	Mostra 5
Max.:	52	449,88	118,87	110	51,2
Min.:	-8,2	-8,2	-8,2	-8	-8
Mitja:	-1,1	-2,1	-2,4	-2,5	-2,6



- radi 1 100 cicles (c) endomedul·lar
- radi 1 200 c endomedul·lar
- radi 1 300 c endomedul·lar
- radi 1 400 c endomedul·lar
- radi 1 500 c endomedul·lar

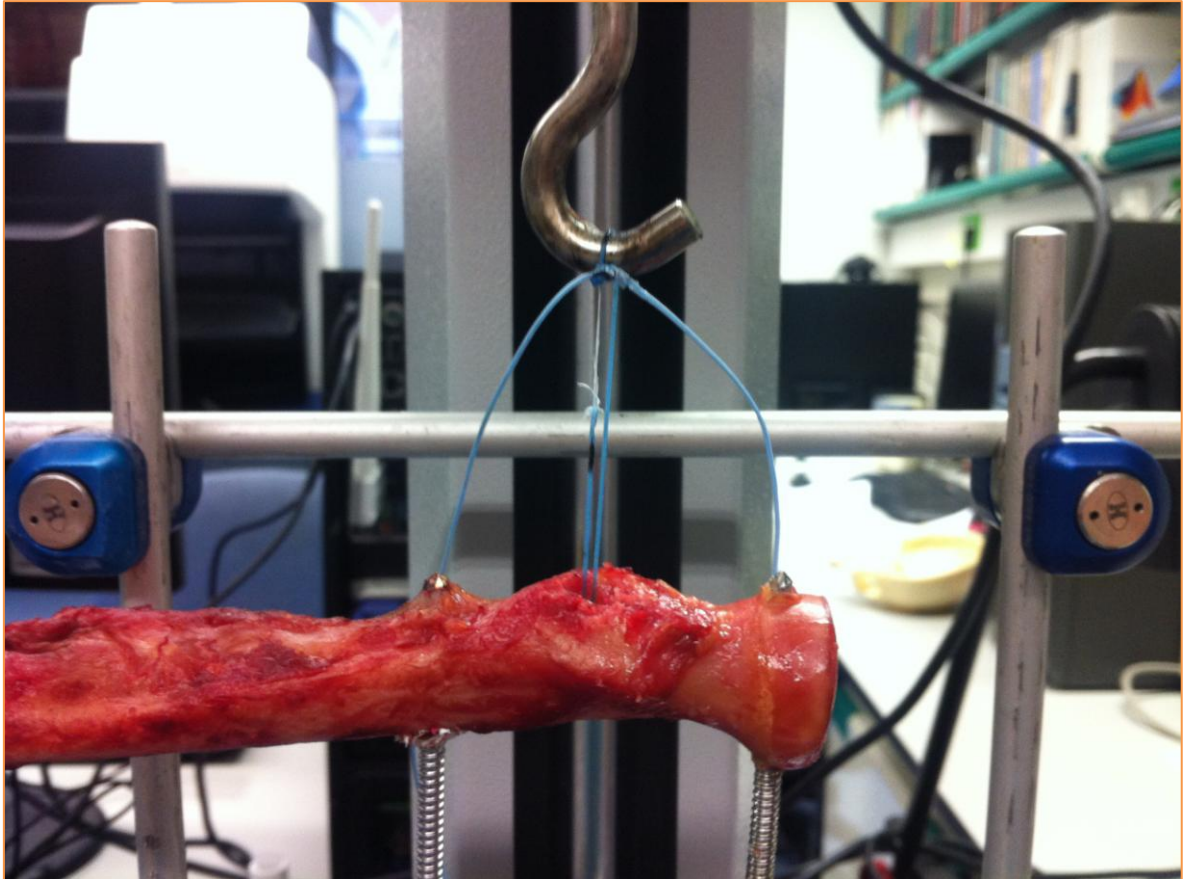
Max.: 263,6
Min.: -0,41
Mitja: 118

Mostra 1



— radi 1 prova de càrrega fins la fallada (“load to failure”) endomedul·lar

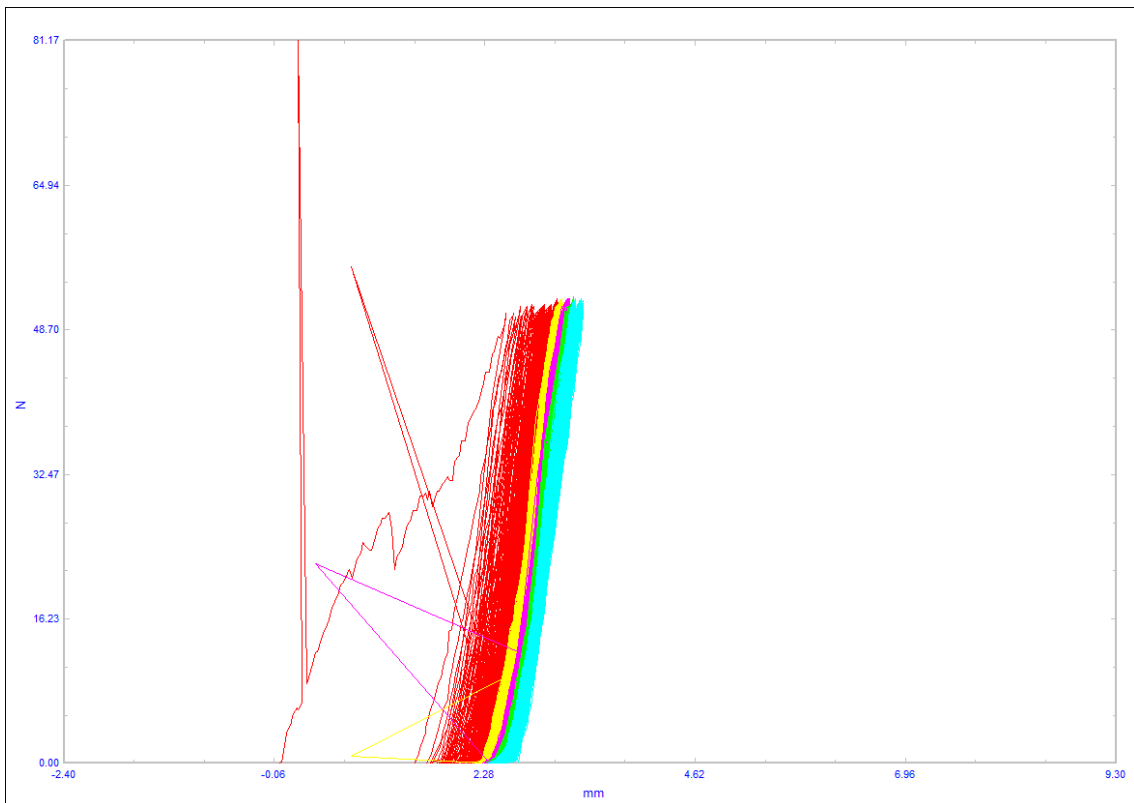
Gràfiques de l'espècimen 1 en les proves de la tècnica endomedul·lar per càrregues cíclics i càrrega fins la fallada del muntatge.



Detall del moment de la resolució del muntatge després del test de càrrega fins a la fallada amb la tècnica endomedullar en l'espècimen 1.

Espècimen 2:

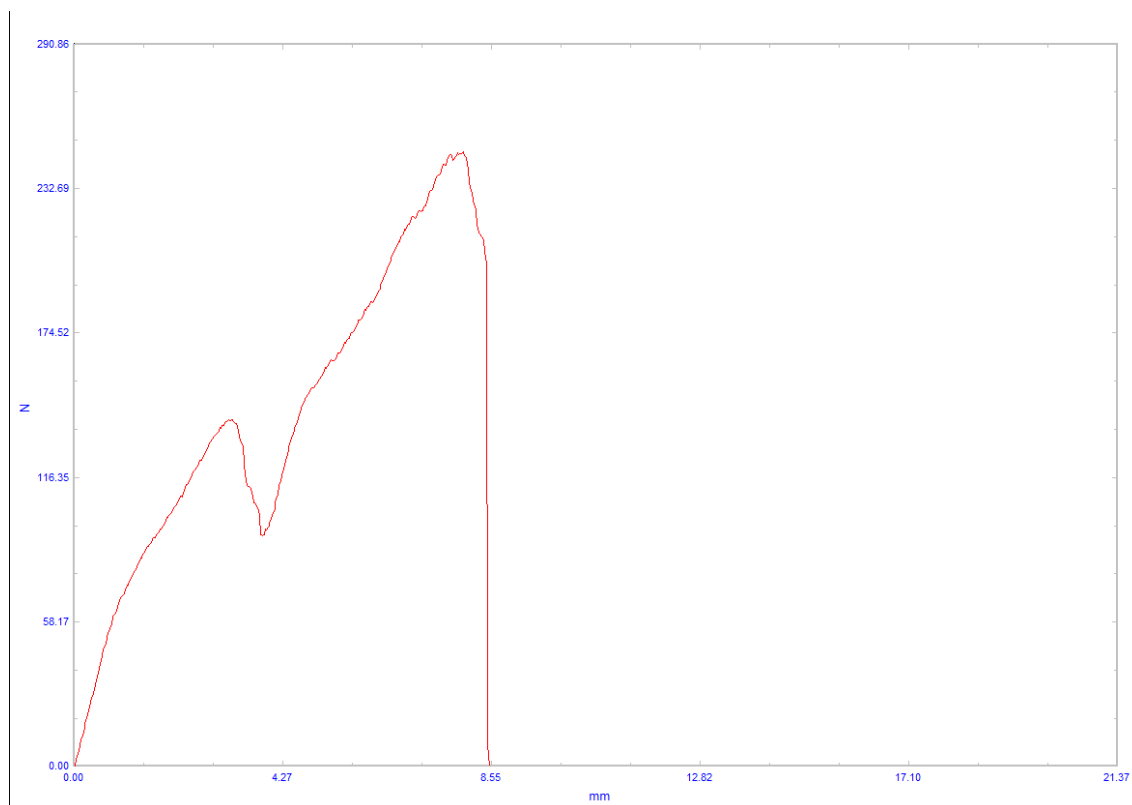
	Mostra 1	Mostra 2	Mostra 3	Mostra 4	Mostra 5
Max.:	88,2	52,2	52,2	52,39	52,2
Min.:	-5,6	-5,6	-5,6	-5,41	-5,6
Mitja:	-0,4	-0,9	-1	-1,1	-1,1



- radi 2 100 c endomedul-lar
- radi 2 200 c endomedul-lar
- radi 2 300 c endomedul-lar
- radi 2 400 c endomedul-lar
- radi 2 500 c endomedul-lar

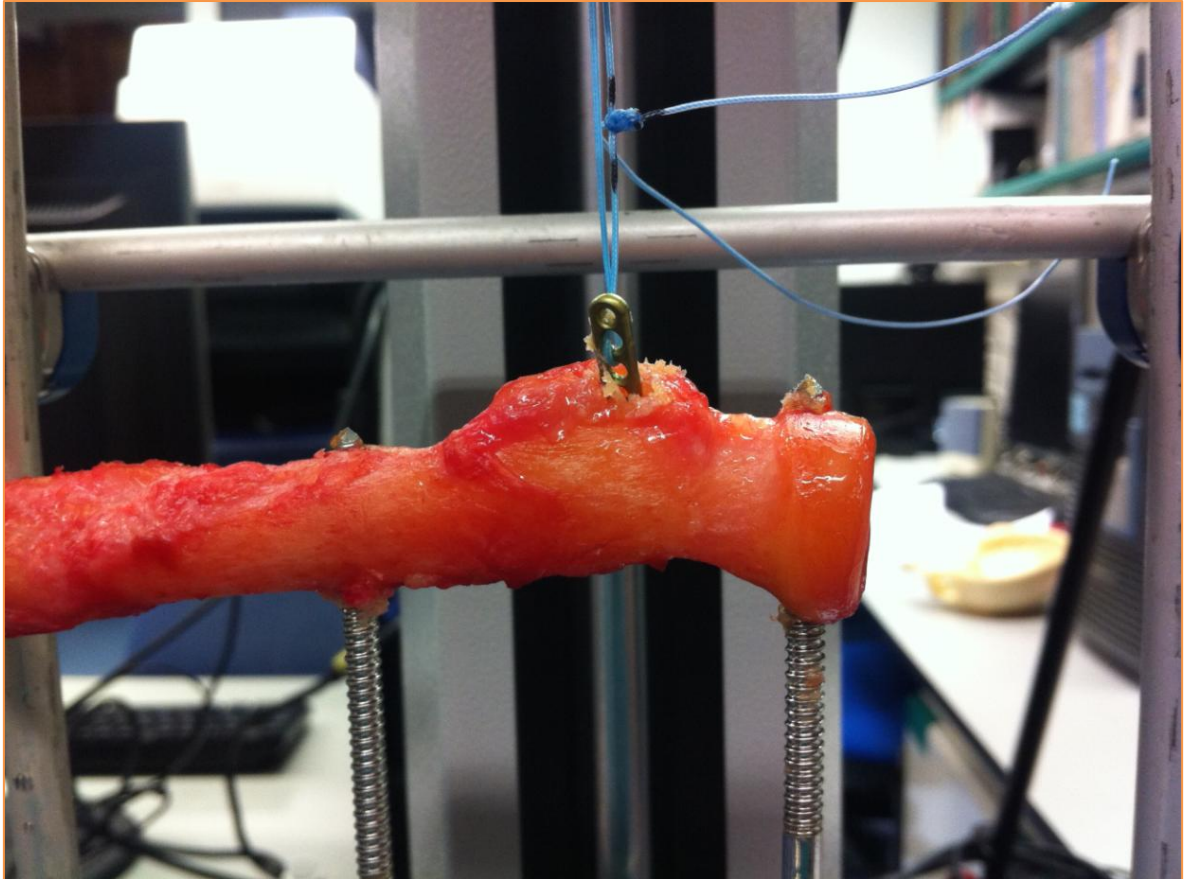
Max.:
Min.:
Mitja:

Mostra 1
247,59
-21,4
97,5



_____ radi 2 prova de càrrega fins la fallada ("load to failure") endomedul·lar

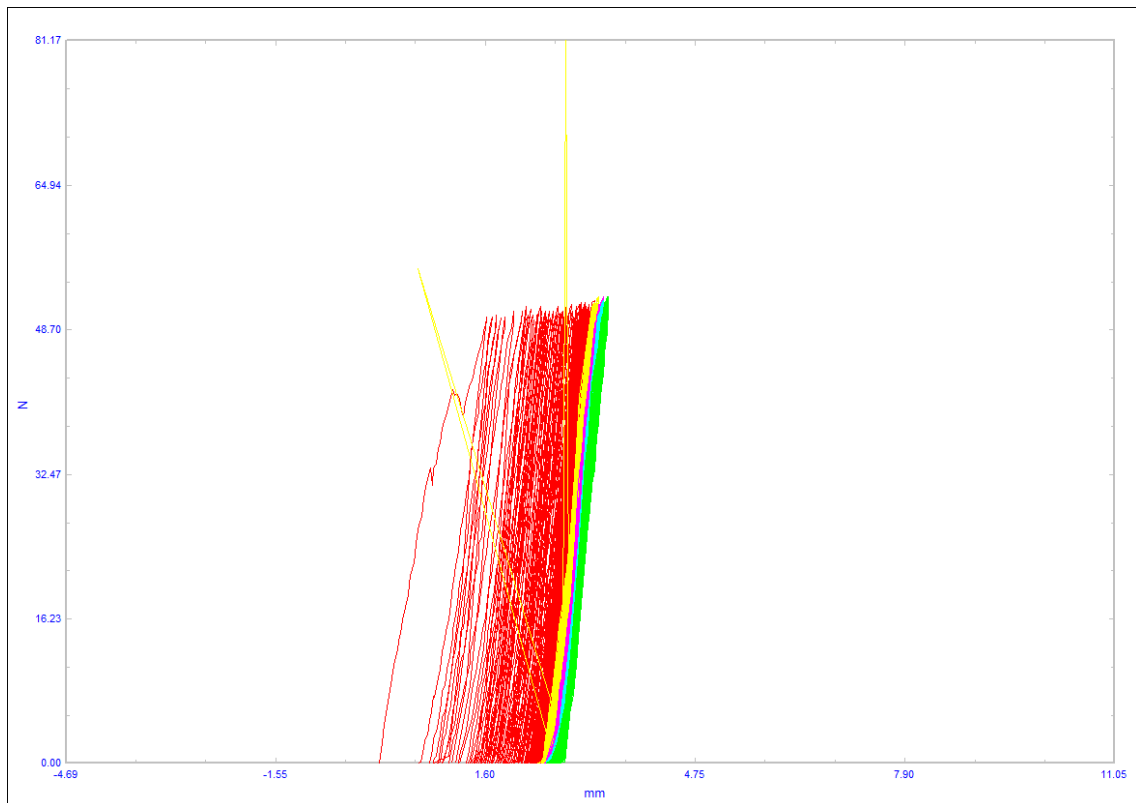
Gràfiques de l'espècimen 2 en les proves de la tècnica endomedul·lar per càrregues cícliques i càrrega fins la fallada del muntatge.



Detall del moment de la resolució del muntatge després del test de càrrega fins a la fallada amb la tècnica endomedul·lar en l'espècimen 2.

Espècimen 3:

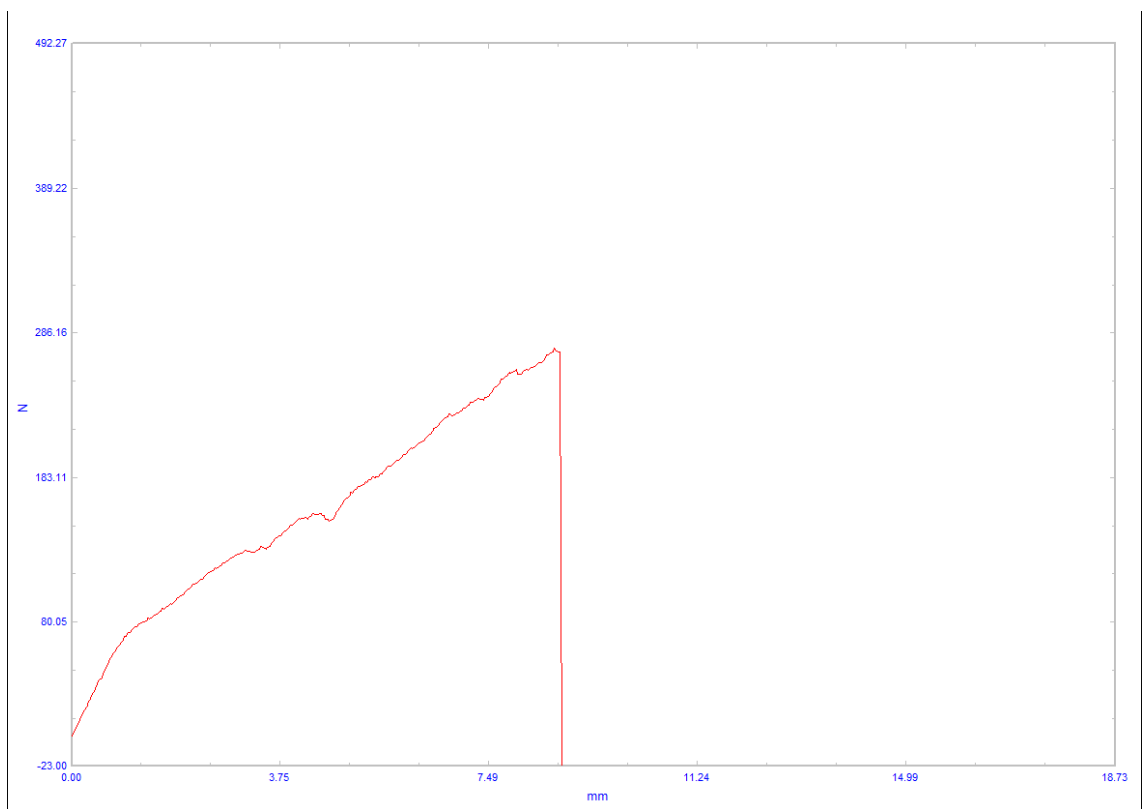
	Mostra 1	Mostra 2	Mostra 3	Mostra 4	Mostra 5
Max.:	52	115,04	52,39	52	52,39
Min.:	-13,2	-13	-13	-13	-13
Mitja:	-5,9	-7,1	-7,2	-7,3	-7,3



- radi 3 100 c endomedul-lar
- radi 3 200 c endomedul-lar
- radi 3 300 c endomedul-lar
- radi 3 400 c endomedul-lar
- radi 3 500 c endomedul-lar

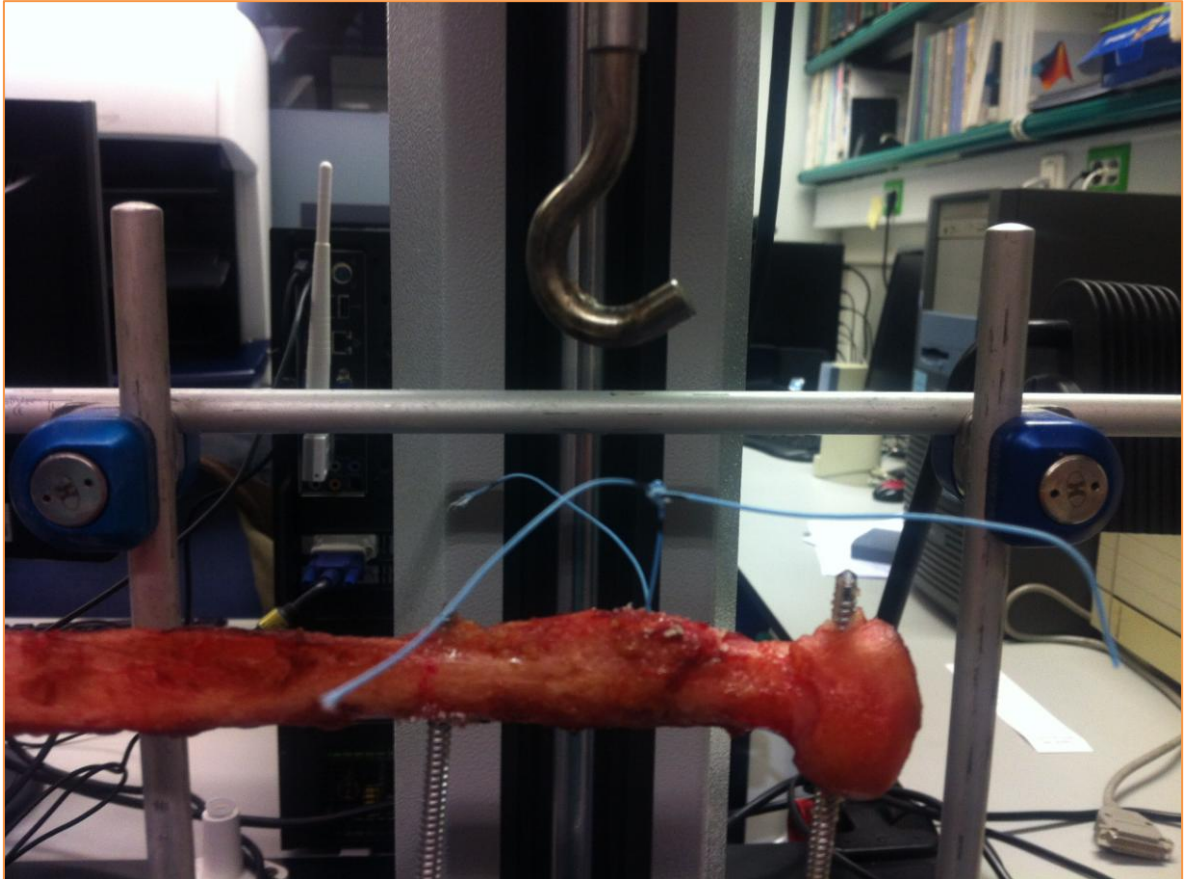
Max.:
Min.:
Mitja:

Mostra 1
275,19
-23
76,9



radi 3 prova de càrrega fins la fallada ("load to failure") endomedul·lar

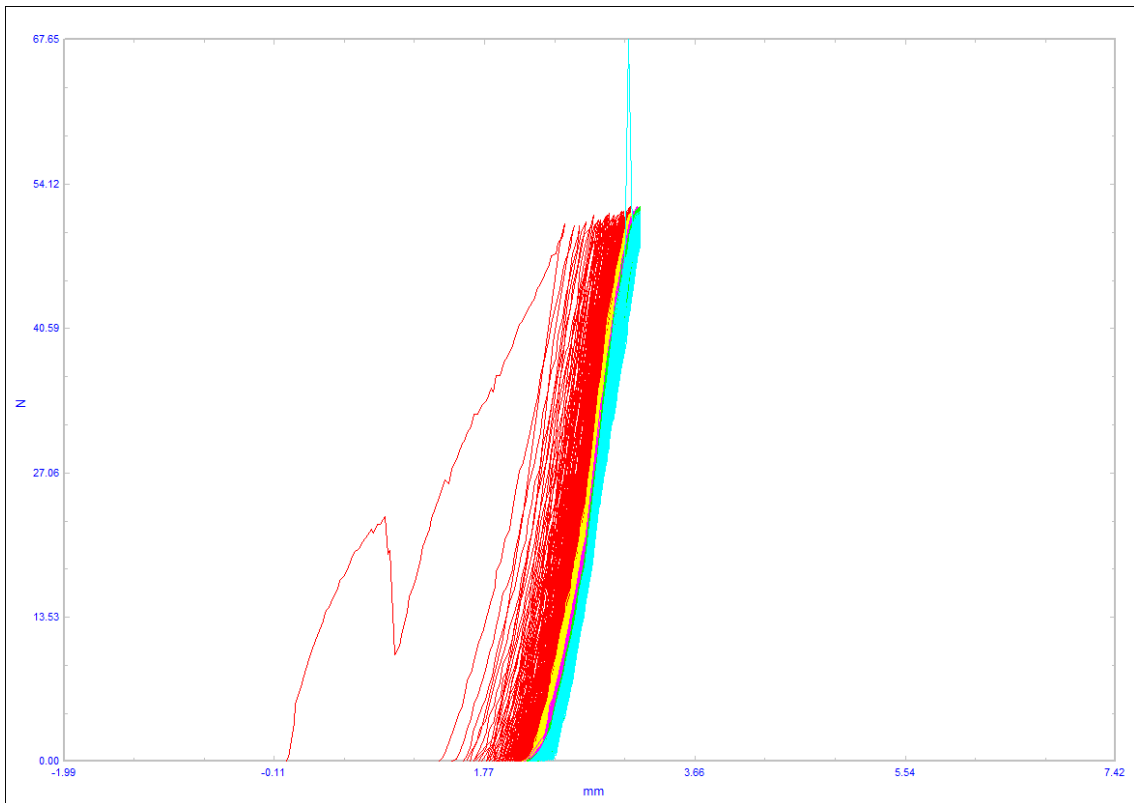
Gràfiques de l'espècimen 3 en les proves de la tècnica endomedul·lar per càrregues cíclics i càrrega fins la fallada del muntatge.



Detall del moment de la resolució del muntatge després del test de càrrega fins a la fallada amb la tècnica endomedul·lar en l'espècimen 3.

Espècimen 4:

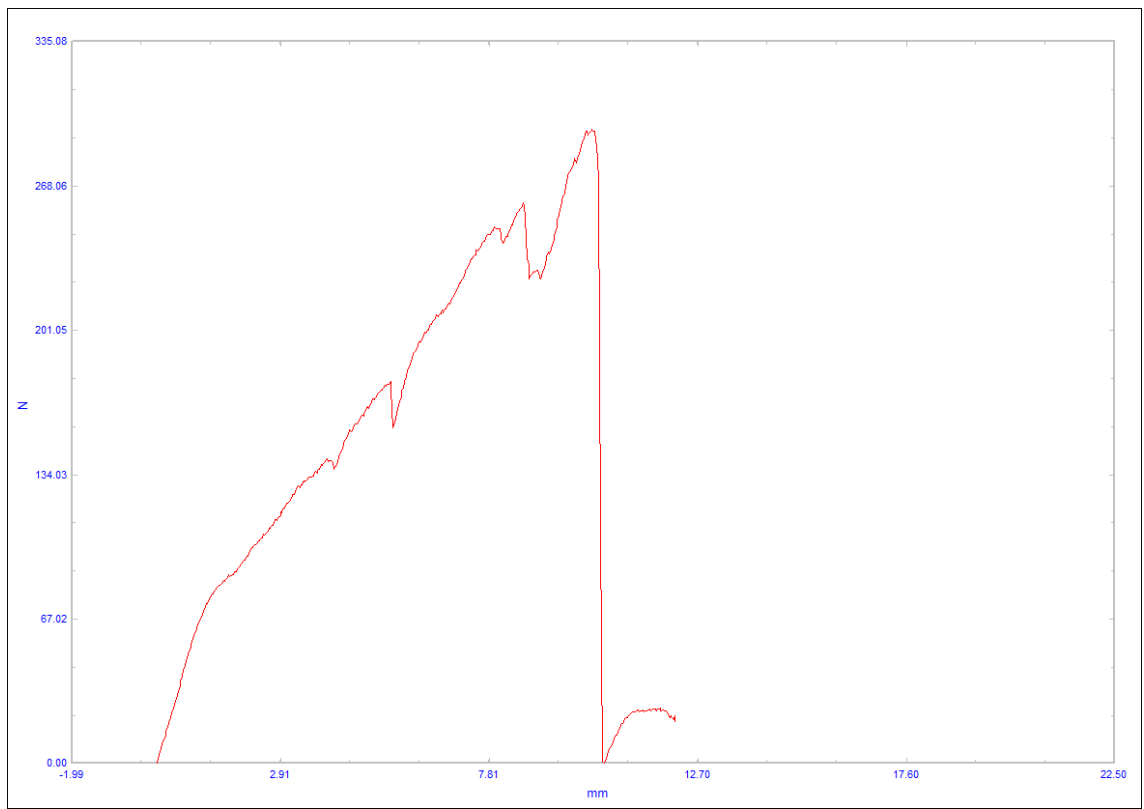
	Mostra 1	Mostra 2	Mostra 3	Mostra 4	Mostra 5
Max.:	52	51,39	52	52	441,61
Min.:	-7,6	-7,6	-7,6	-7,41	-7,41
Mitja:	-1,1	-1,6	-1,6	-1,7	-1,8



- radi 4 100 c endomedul·lar
- radi 4 200 c endomedul·lar
- radi 4 300 c endomedul·lar
- radi 4 400 c endomedul·lar
- radi 4 500 c endomedul·lar

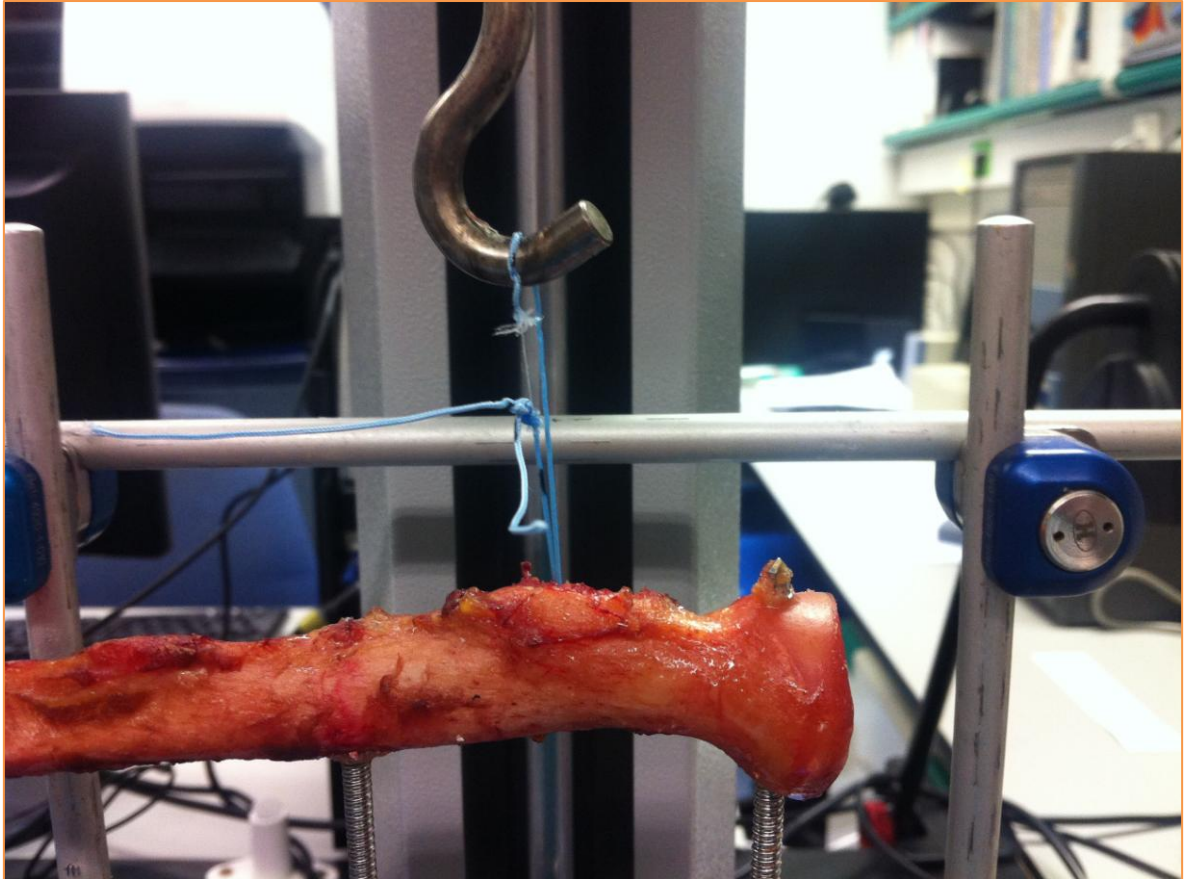
Max.: 294,6
Min.: -0,21
Mitja: 135,1

Mostra 1



— radi 4 prova de càrrega fins la fallada (“load to failure”) endomedul·lar

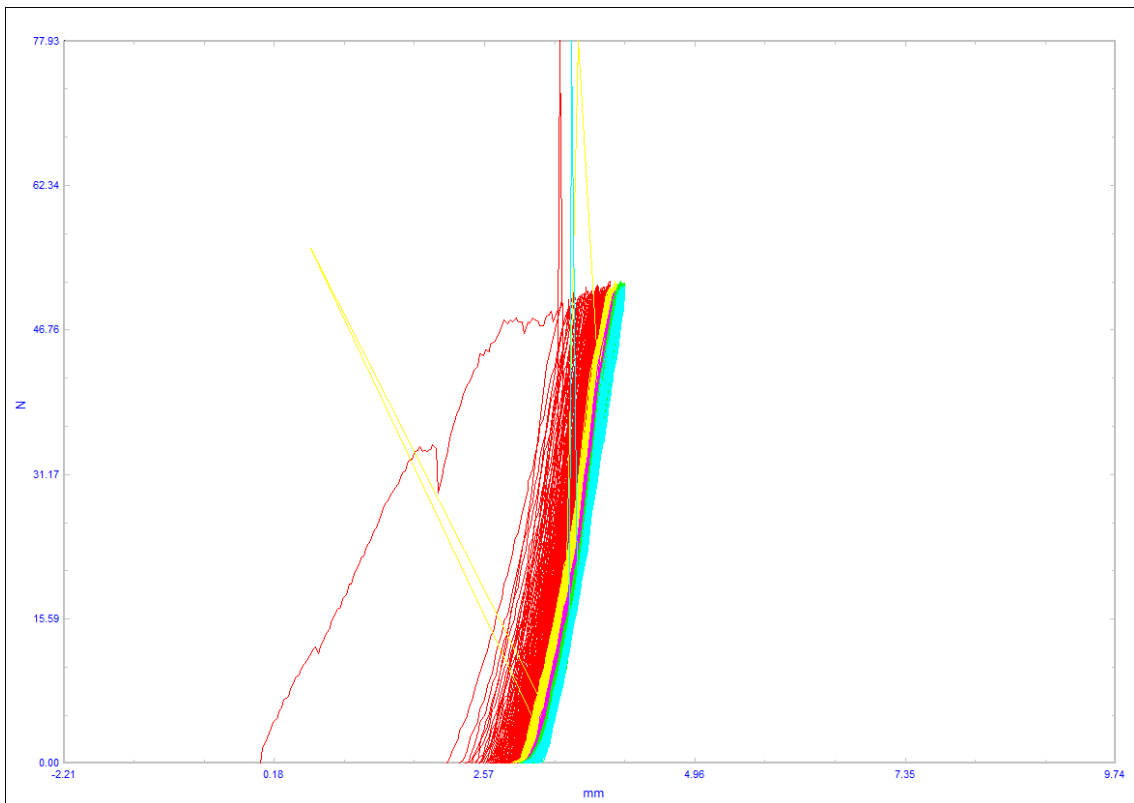
Gràfiques de l'espècimen 4 en les proves de la tècnica endomedul·lar per càrregues cíclics i càrrega fins la fallada del muntatge.



Detall del moment de la resolució del muntatge després del test de càrrega fins a la fallada amb la tècnica endomedul•lar en l'espècimen 4.

Espècimen 5:

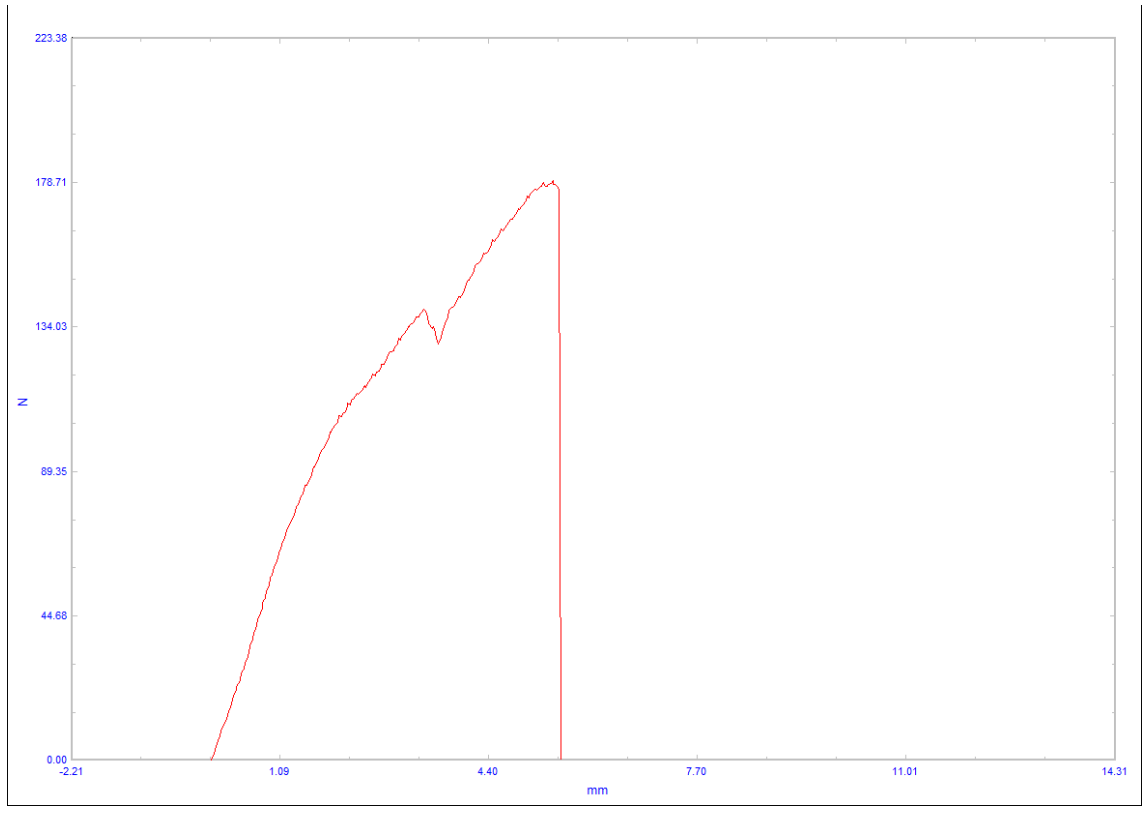
	Mostra 1	Mostra 2	Mostra 3	Mostra 4	Mostra 5
Max.:	330,39	227,06	51,79	52	117,06
Min.:	-7,21	-7,21	-7,21	-7,21	-7,21
Mitja:	-1,3	-1,8	-1,9	-1,9	-2



- radi 5 100 c endomedul·lar
- radi 5 200 c endomedul·lar
- radi 5 300 c endomedul·lar
- radi 5 400 c endomedul·lar
- radi 5 500 c endomedul·lar

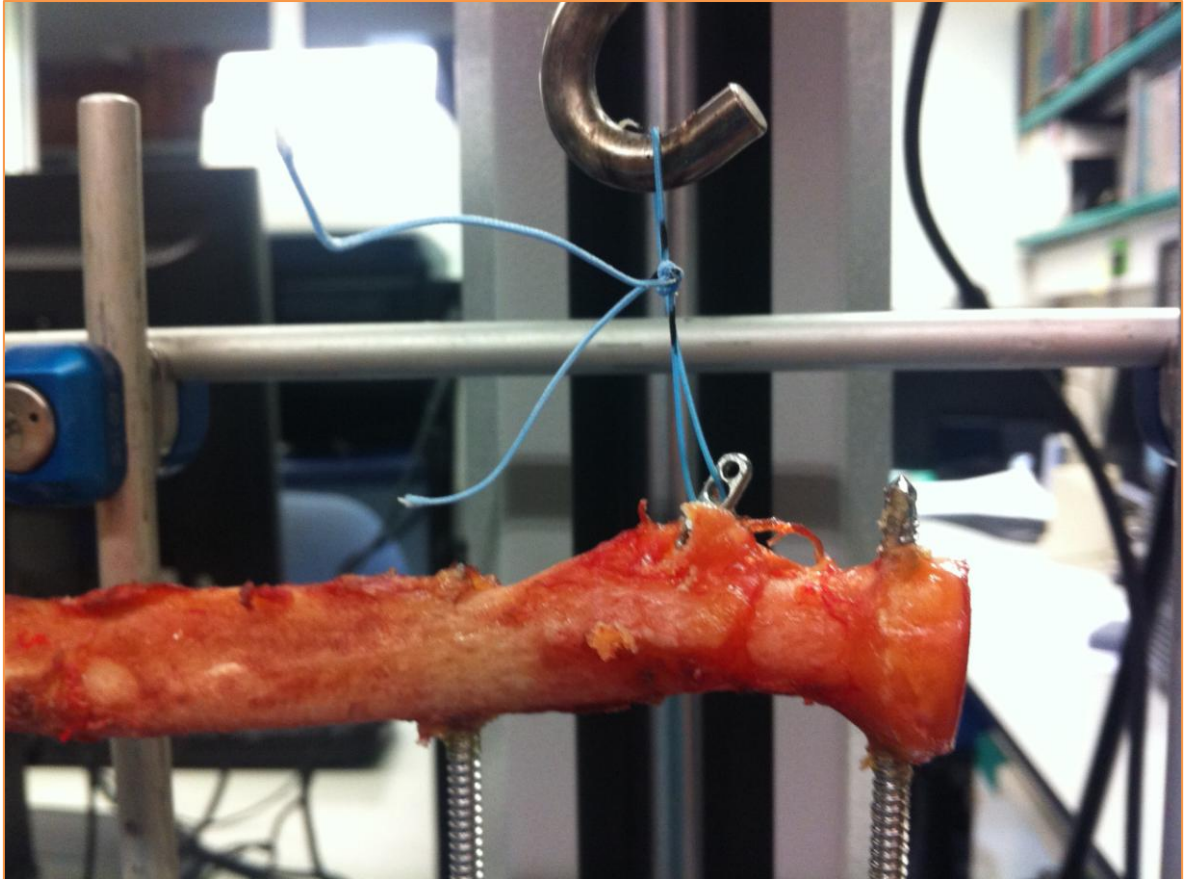
Max.: 179,4
Min.: -15,6
Mitja: 73,6

Mostra 1



_____ radi 5 prova de càrrega fins la fallada ("load to failure") endomedul·lar

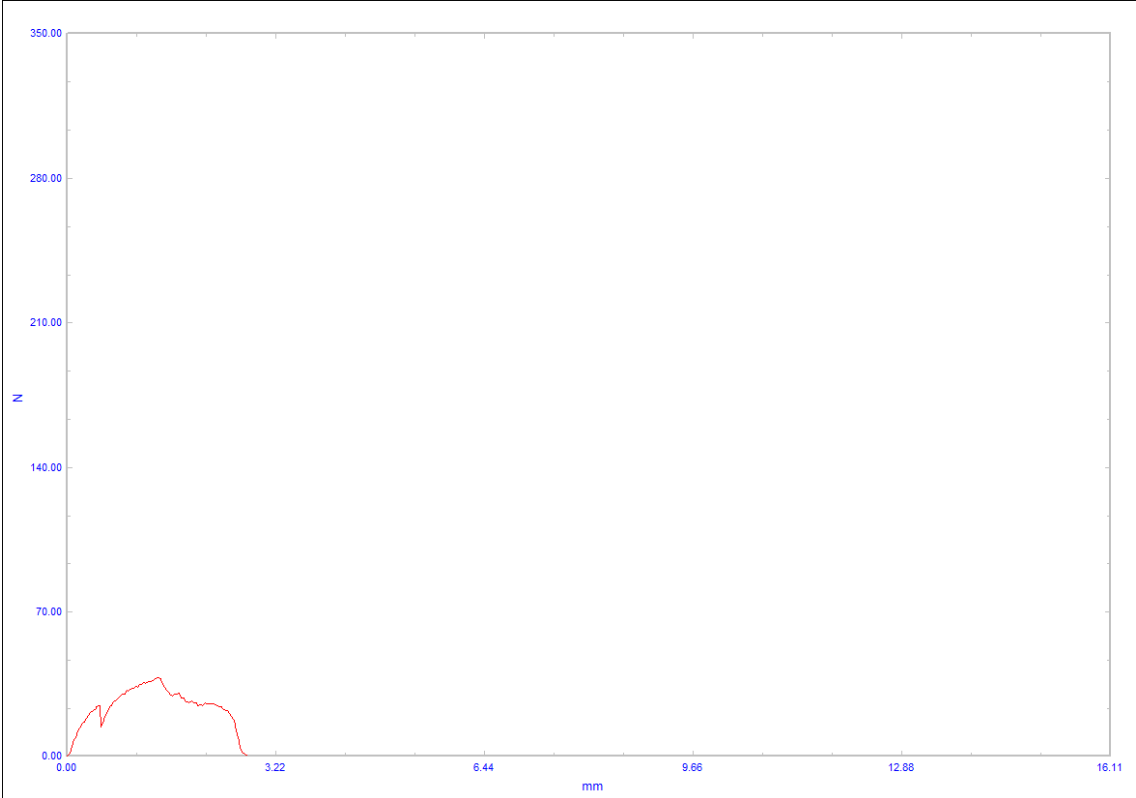
Gràfiques de l'espècimen 5 en les proves de la tècnica endomedul·lar per càrregues cícliques i càrrega fins la fallada del muntatge.



Detall del moment de la resolució del muntatge després del test de càrrega fins a la fallada amb la tècnica endomedul·lar en l'espècimen 5.

Espècimen 6

Mostra 1
Max.: 38
Min.: -36,61
Mitja: 0

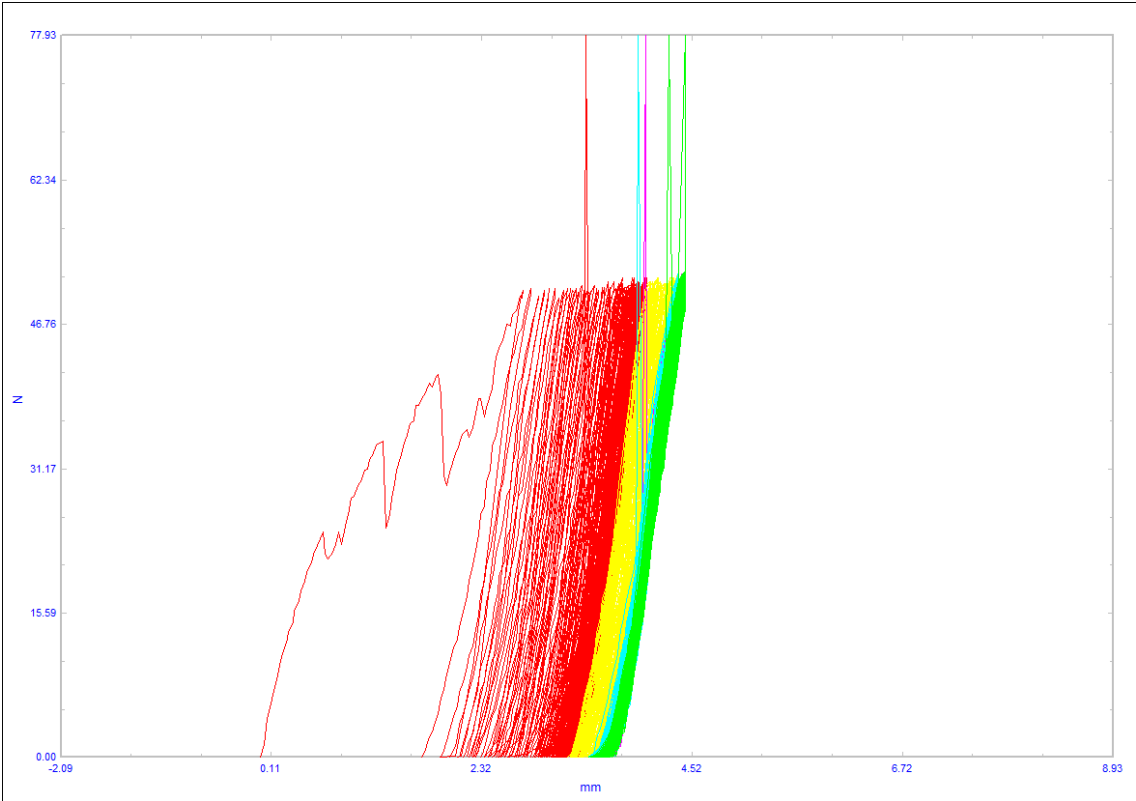


radi 6 primers 100 cicles amb la tècnica endomedul·lar

Gràfica de l'espècimen 6 en les proves de la tècnica endomedul·lar per càrrega cíclica, on s'observa la fallada del sistema abans d'arribar al final dels primers 100 cicles i on no es va poder realitzar la prova de resolució del muntatge.

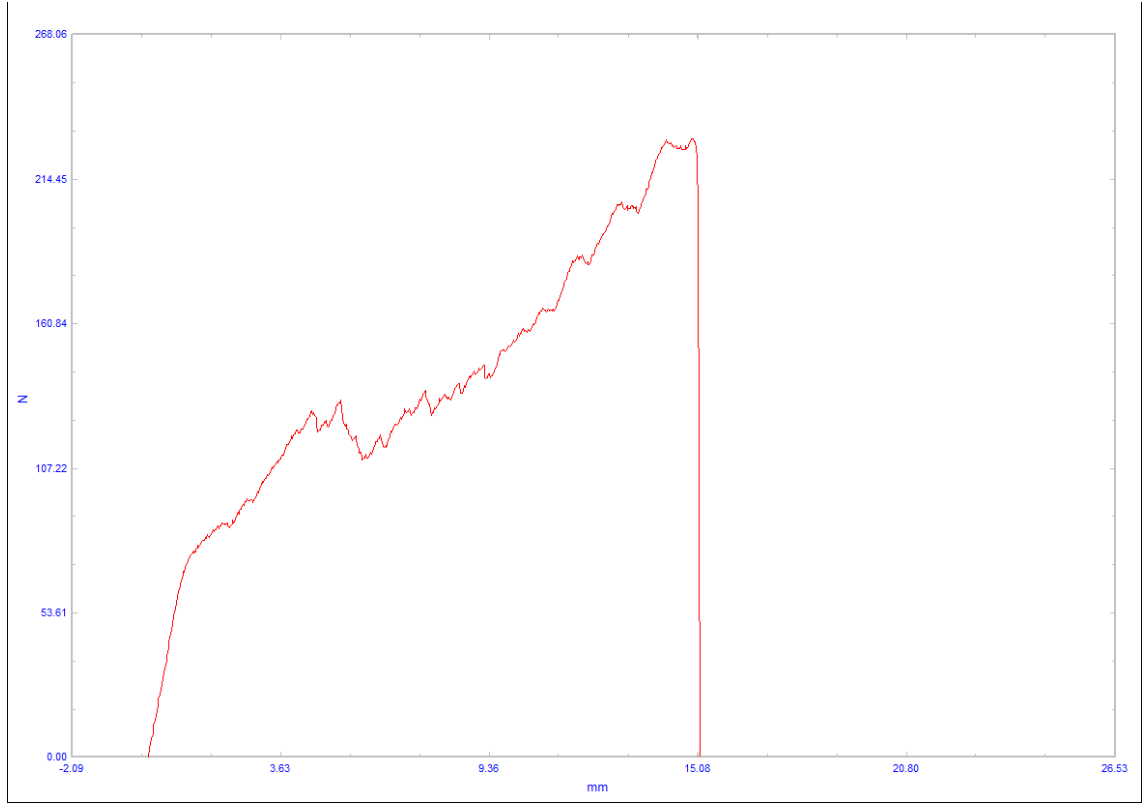
Espècimen 7:

	Mostra 1	Mostra 2	Mostra 3	Mostra 4	Mostra 5
Max.:	221	52,2	220,59	114,43	551,61
Min.:	-8,2	-8,2	-8,2	-8,2	-8
Mitja:	-2,9	-3,6	-3,7	-3,7	-3,7



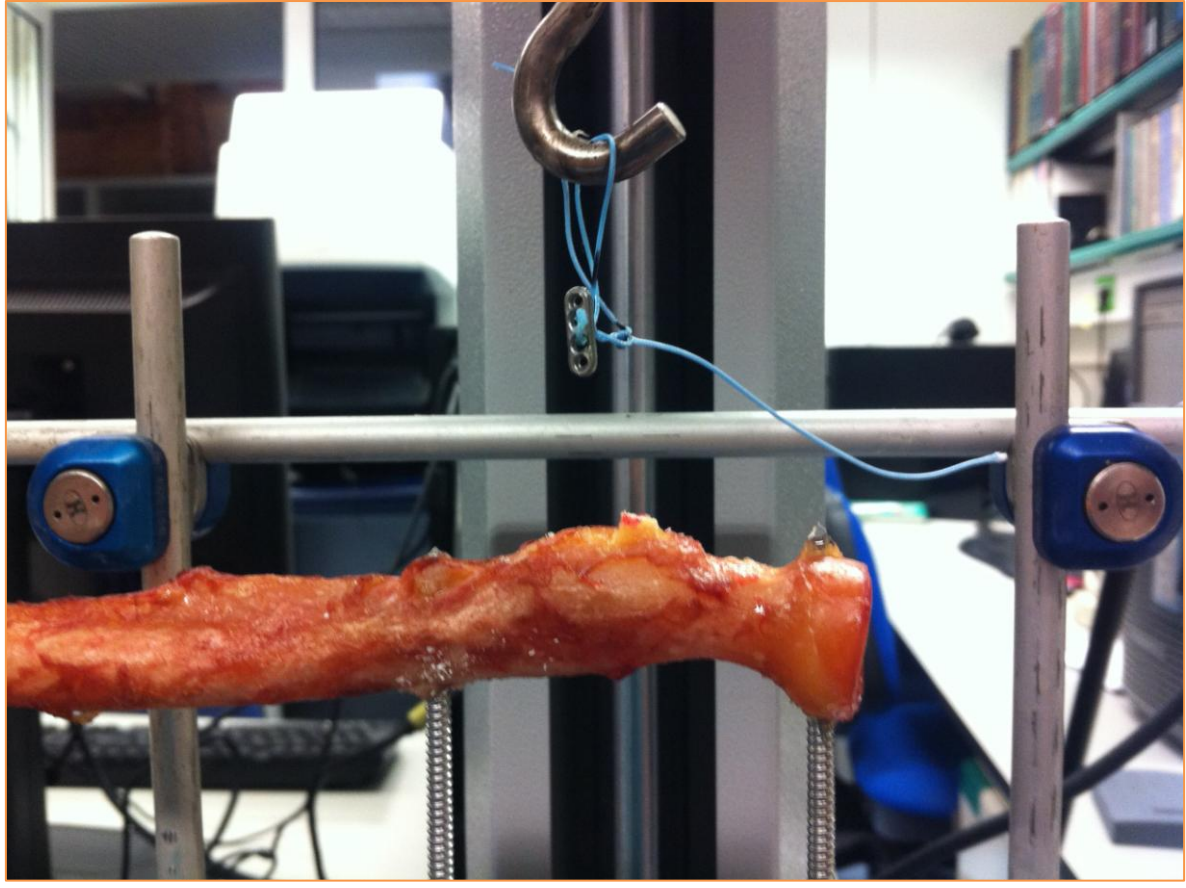
- radi 7 100 c endomedul-lar
- radi 7 200 c endomedul-lar
- radi 7 300 c endomedul-lar
- radi 7 400 c endomedul-lar
- radi 7 500 c endomedul-lar

Max.: 229,59
Min.: -15,6
Mitja: 112,4



radi 7 prova de càrrega fins la fallada ("load to failure") endomedul·lar

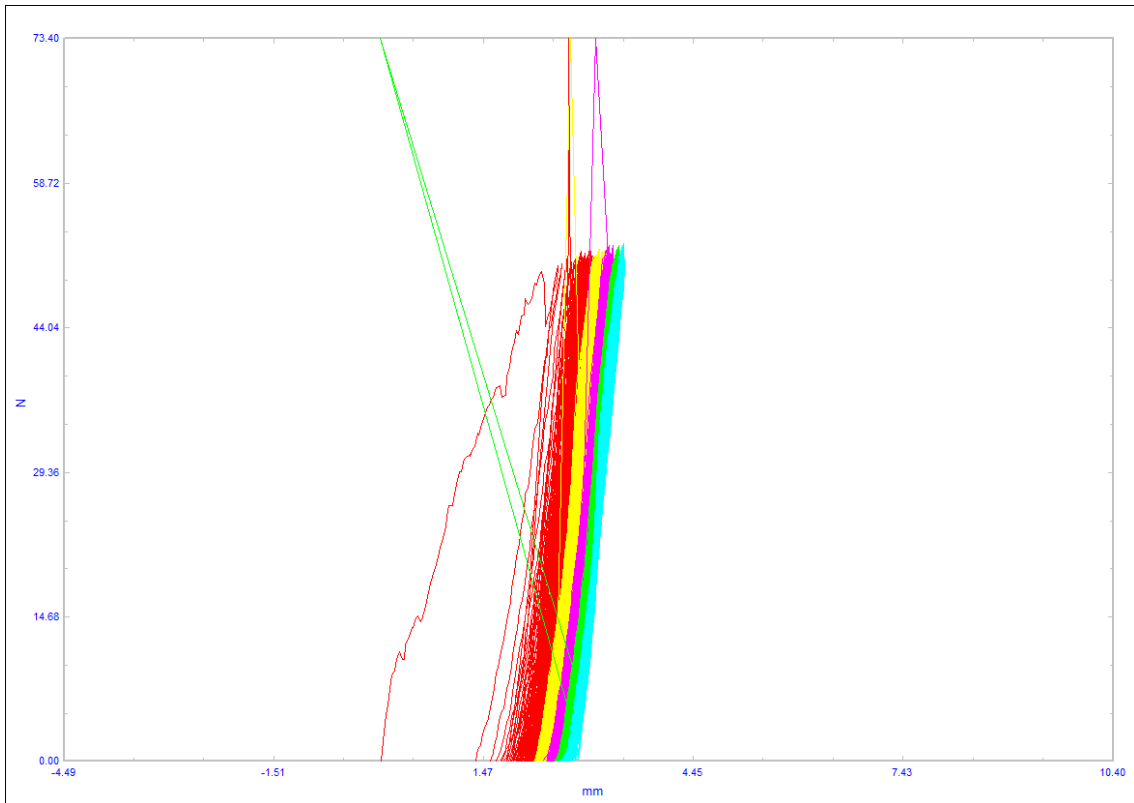
Gràfiques de l'espècimen 7 en les proves de la tècnica endomedul·lar per càrregues cícliques i càrrega fins la fallada del muntatge.



Detall del moment de la resolució del muntatge després del test de càrrega fins a la fallada amb la tècnica endomedular en l'espècimen 7.

Espècimen 8:

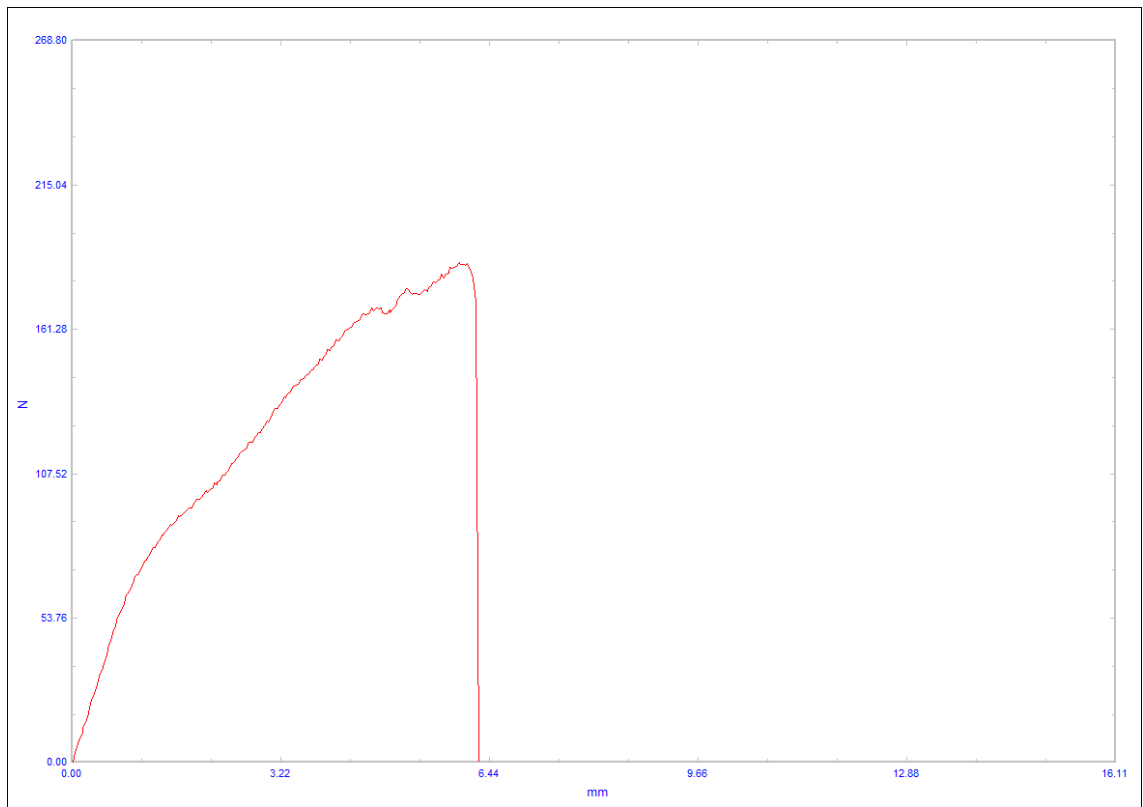
	Mostra 1	Mostra 2	Mostra 3	Mostra 4	Mostra 5
Max.:	330,6	117,87	333,23	77	52,6
Min.:	-7,41	-7,41	-7,41	-7,41	-7,21
Mitja:	-1,3	-1,9	-2	-2,3	-2,4



- radi 8 100 c endomedul·lar
- radi 8 200 c endomedul·lar
- radi 8 300 c endomedul·lar
- radi 8 400 c endomedul·lar
- radi 8 500 c endomedul·lar

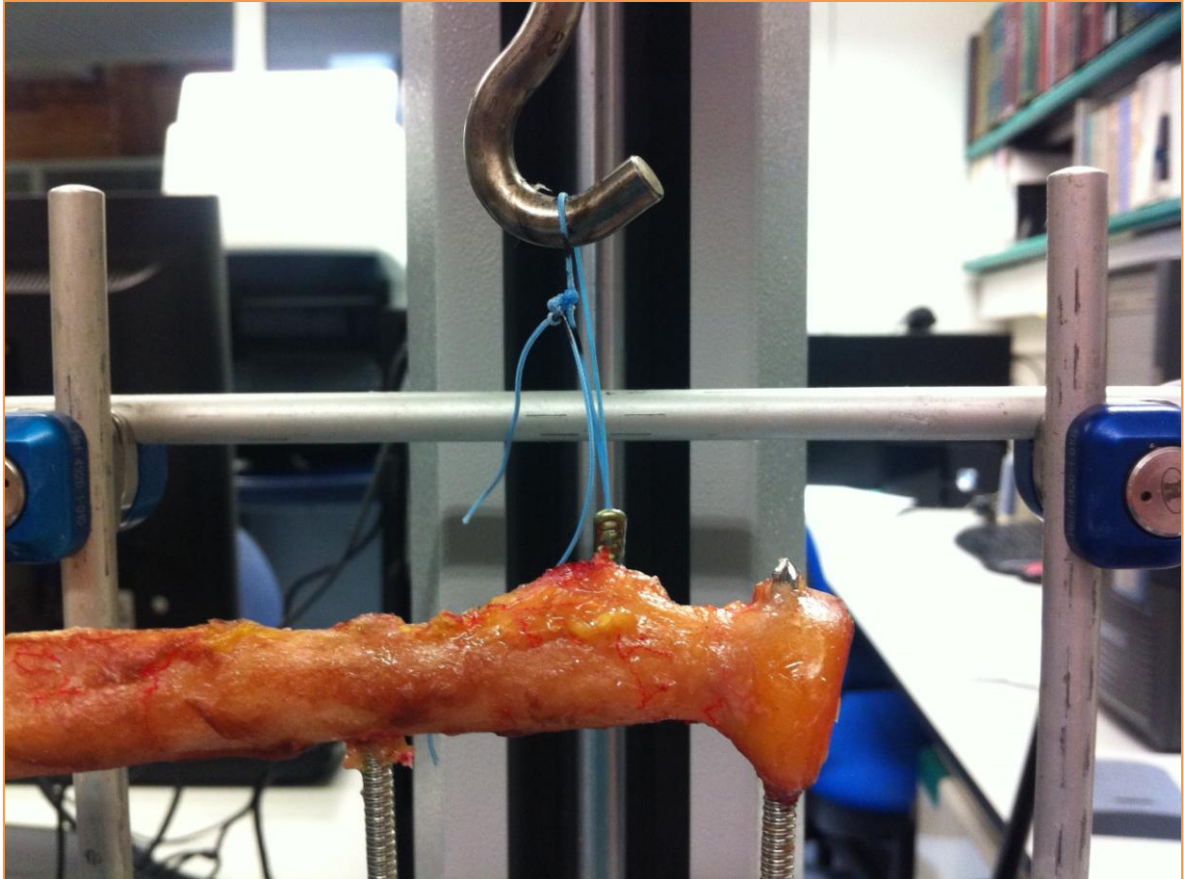
Max.: 186,19
Min.: -18,4
Mitja: 70,2

Mostra 1



_____ radi 8 prova de càrrega fins la fallada ("load to failure") endomedul·lar

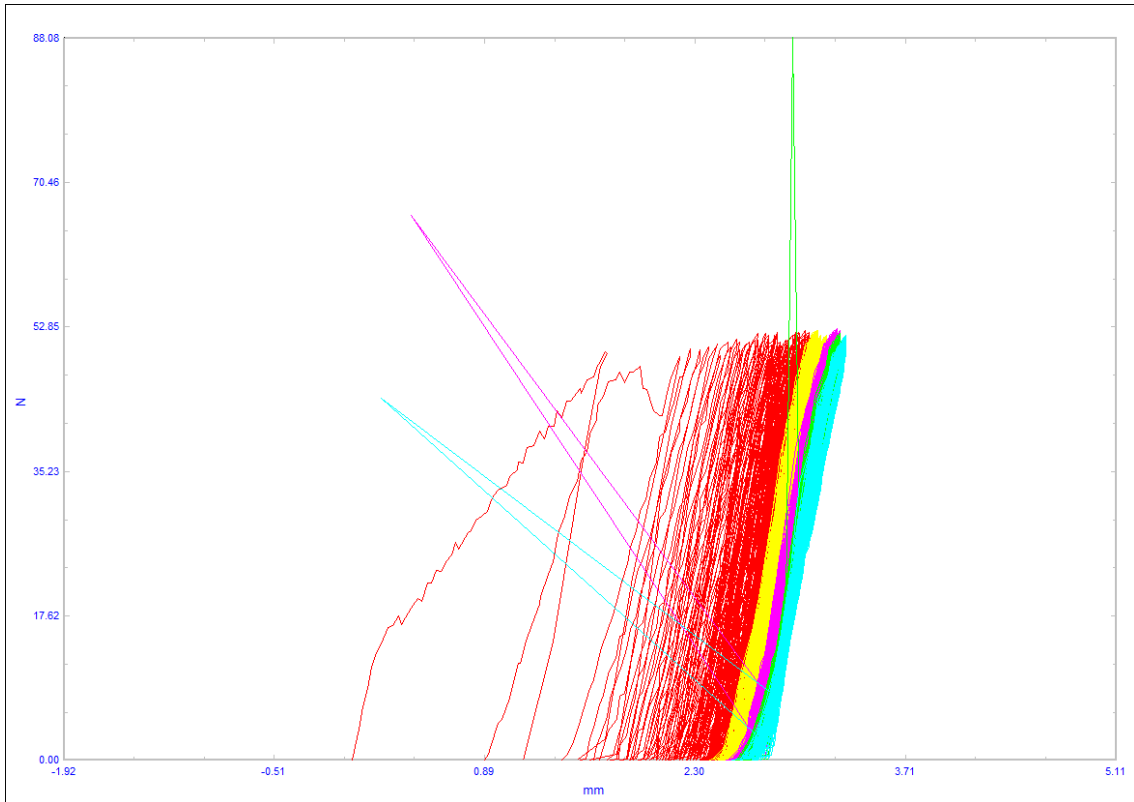
Gràfiques de l'espècimen 8 en les proves de la tècnica endomedul·lar per càrregues cíclics i càrrega fins la fallada del muntatge.



Detall del moment de la resolució del muntatge després del test de càrrega fins a la fallada amb la tècnica endomedul•lar en l'espècimen 8.

Espècimen 9:

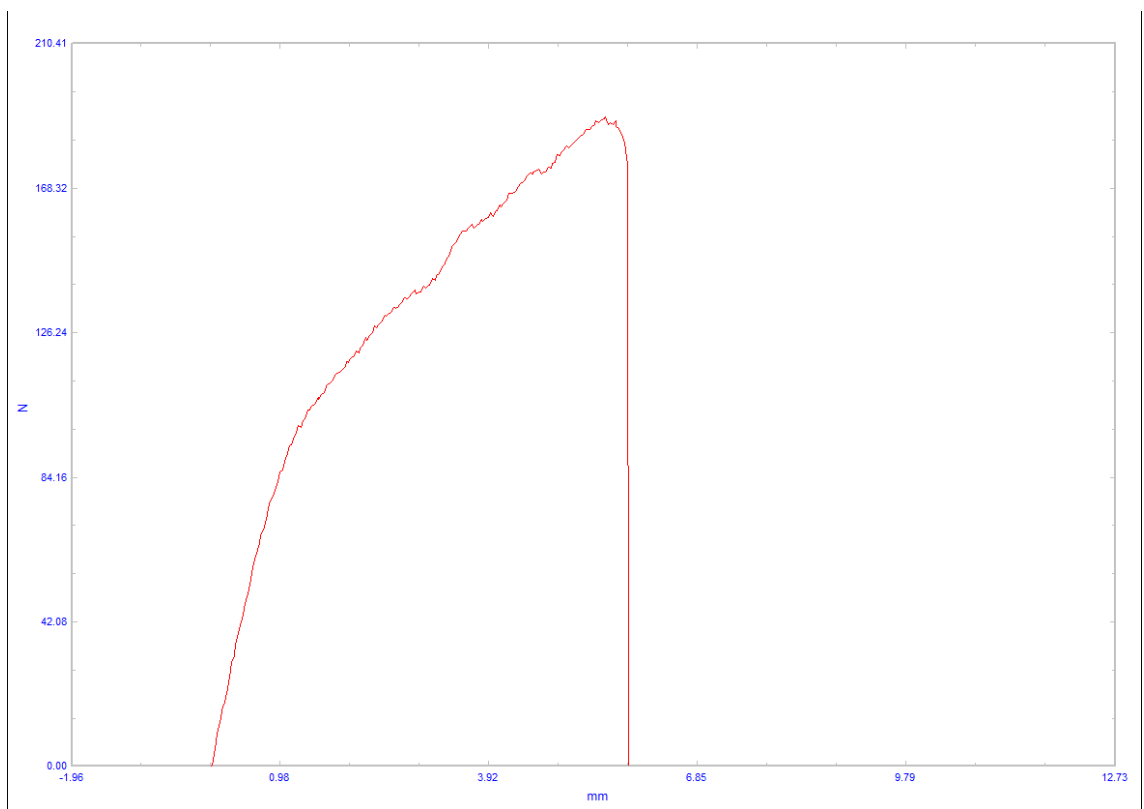
	Mostra 1	Mostra 2	Mostra 3	Mostra 4	Mostra 5
Max.:	52,39	52,39	66,4	222,62	51,79
Min.:	-29,2	-29,2	-29,2	-29,2	-29,2
Mitja:	-20,1	-21,2	-21,4	-21,6	-21,7



- radi 9 100 c endomedul·lar
- radi 9 200 c endomedul·lar
- radi 9 300 c endomedul·lar
- radi 9 400 c endomedul·lar
- radi 9 500 c endomedul·lar

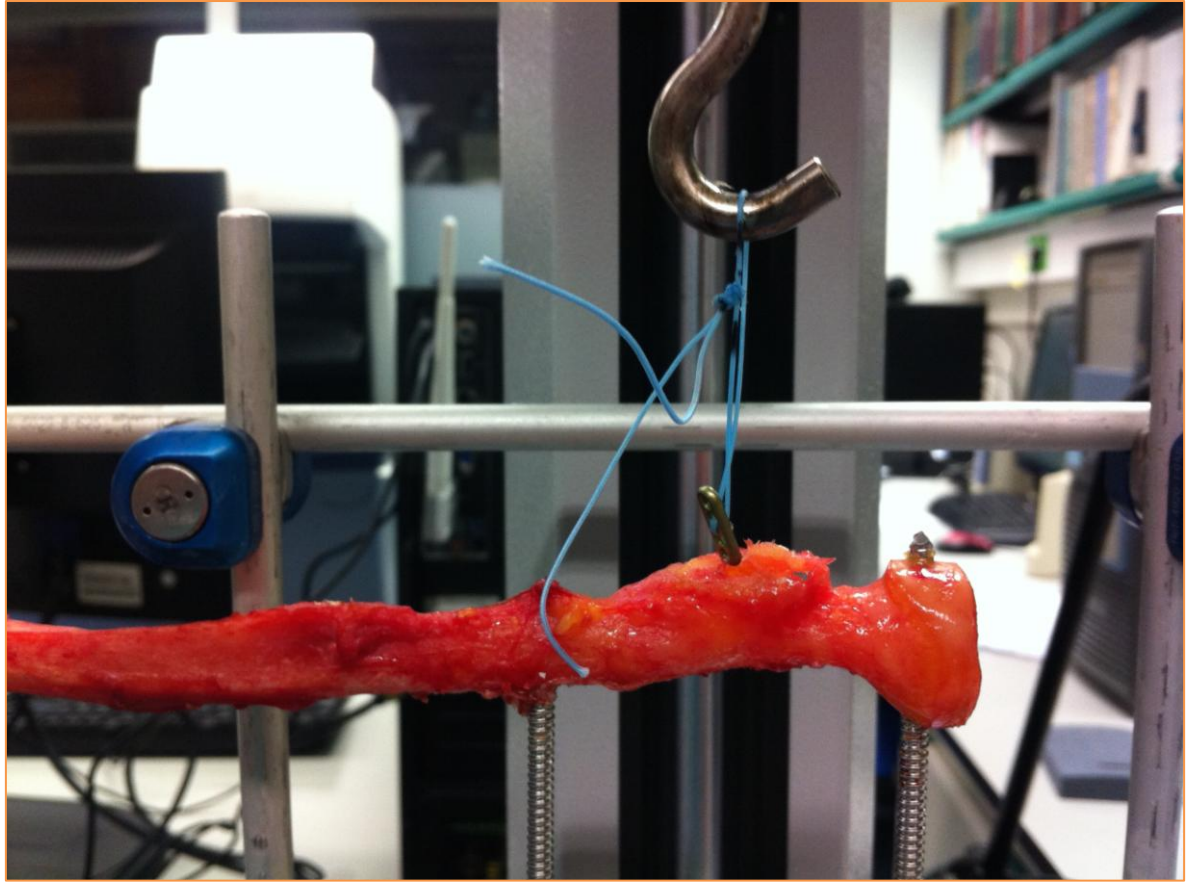
Max.:
Min.:
Mitja:

Mostra 1
189
-30,81
52,6



_____ radi 9 prova de càrrega fins la fallada (“load to failure”) endomedul·lar

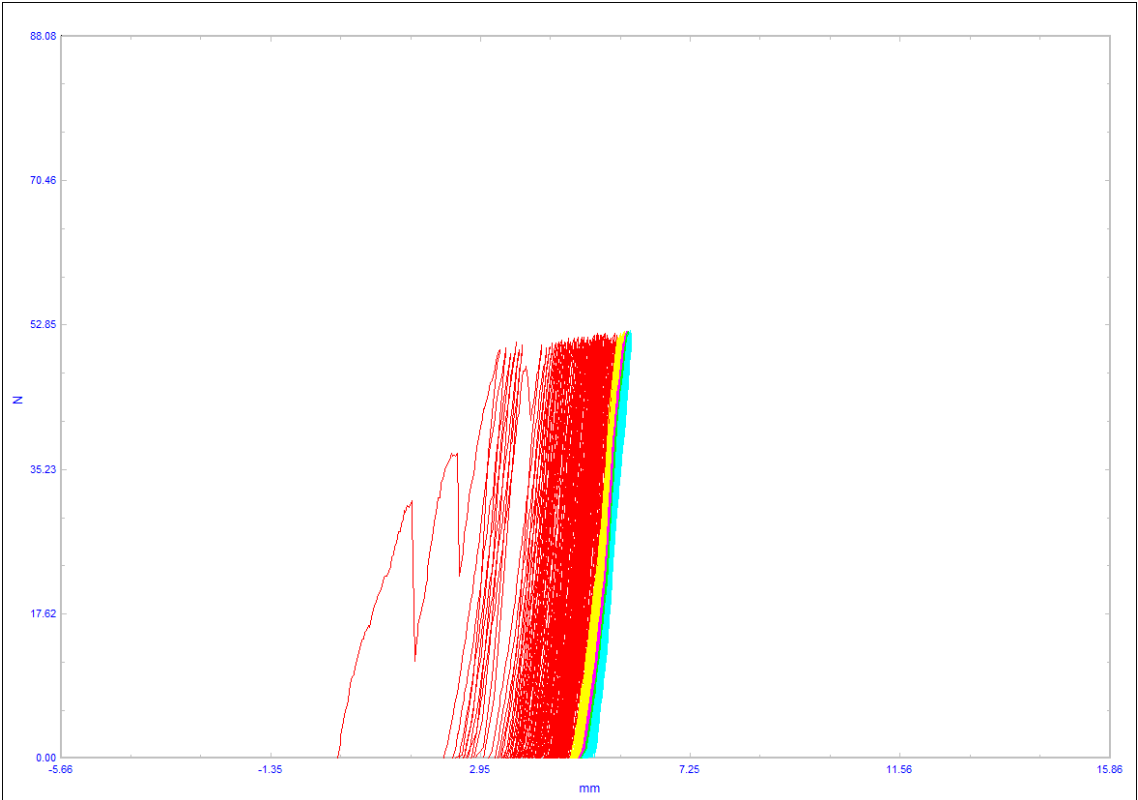
Gràfiques de l'espècimen 9 en les proves de la tècnica endomedul·lar per càrregues cíclicues i càrrega fins la fallada del muntatge.



Detall del moment de la resolució del muntatge després del test de càrrega fins a la fallada amb la tècnica endomedul•lar en l'espècimen 9.

Espècimen 10:

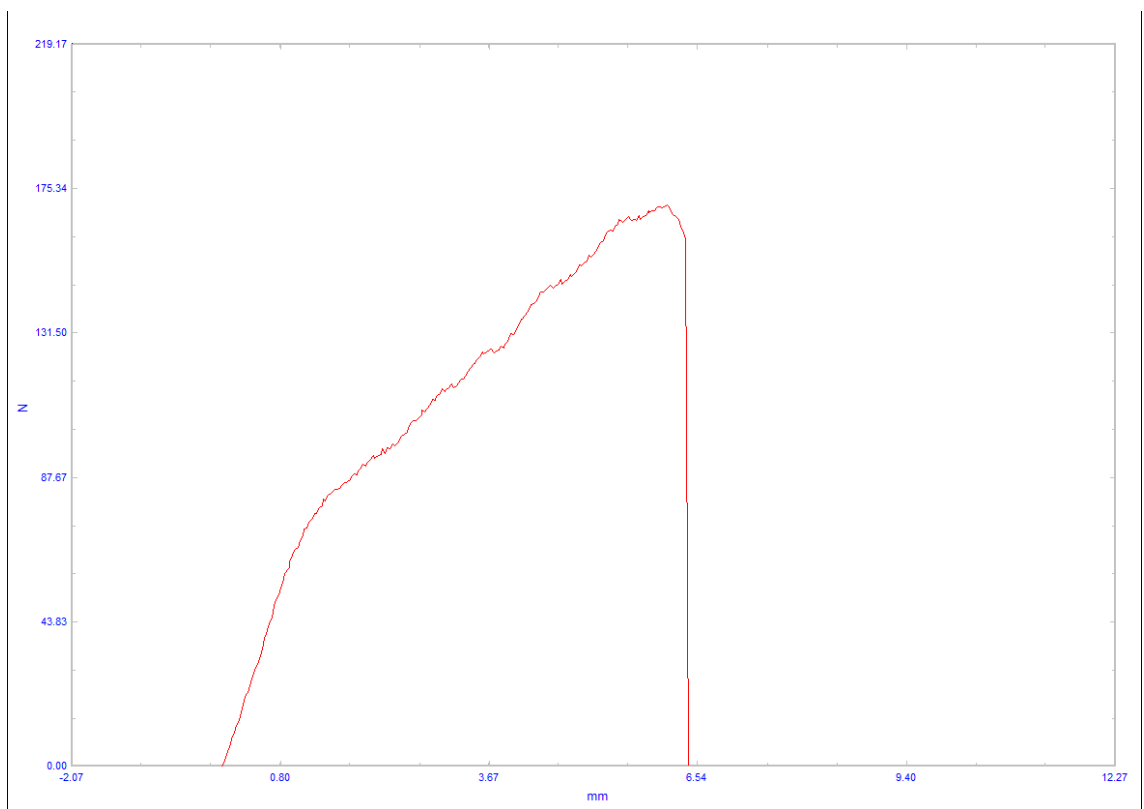
	Mostra 1	Mostra 2	Mostra 3	Mostra 4	Mostra 5
Max.:	51,79	52	52	52	52,2
Min.:	-10,2	-10,2	-10,2	-10	-10
Mitja:	-4,9	-5,8	-5,9	-6	-6



- radi 10 100 c endomedul-lar
- radi 10 200 c endomedul-lar
- radi 10 300 c endomedul-lar
- radi 10 400 c endomedul-lar
- radi 10 500 c endomedul-lar

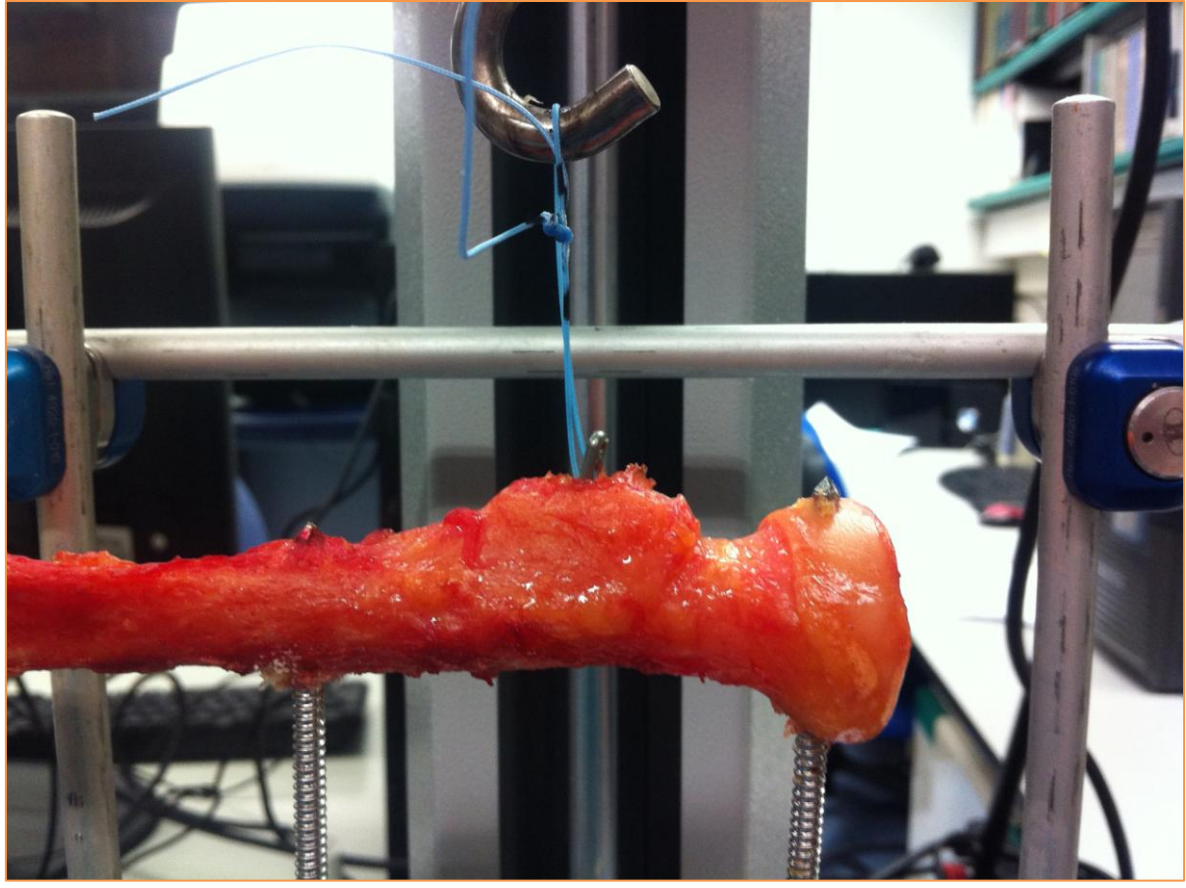
Max.:
Min.:
Mitja:

Mostra 1
170,19
-16,81
67,8



_____ radi 10 prova de càrrega fins la fallada (“load to failure”) endomedul·lar

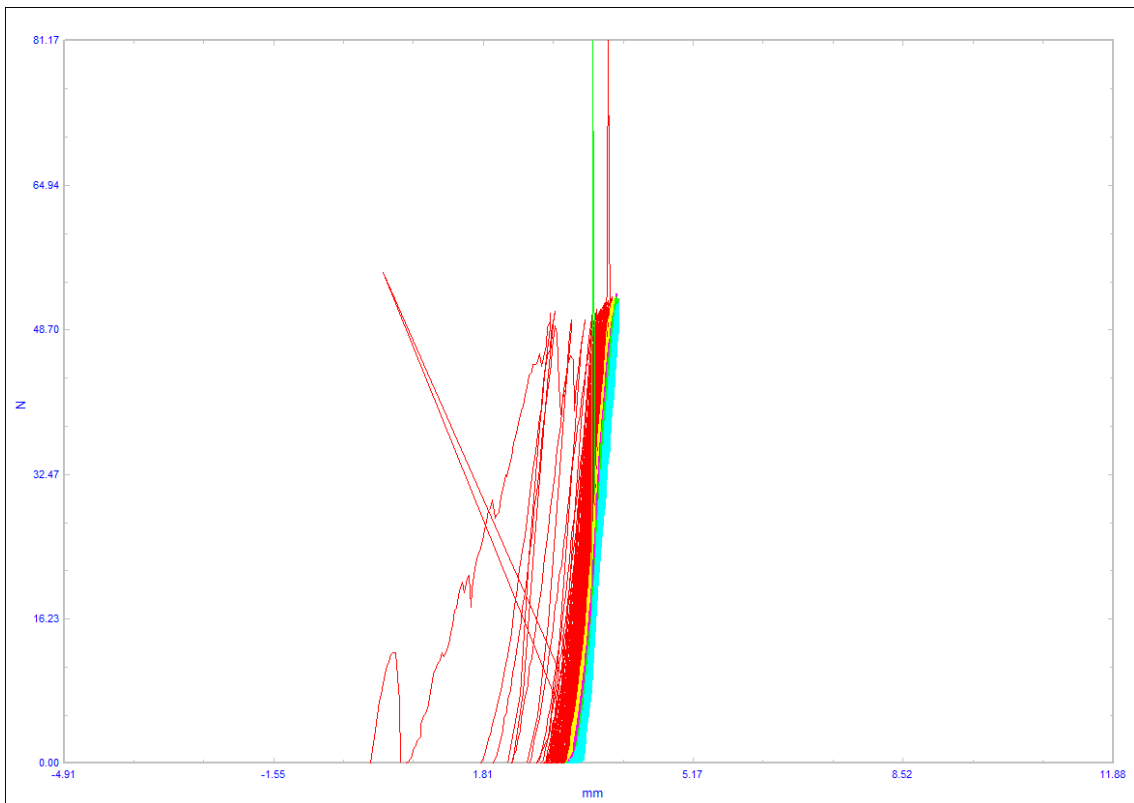
Gràfiques de l'espècimen 10 en les proves de la tècnica endomedul·lar per càrregues cíclics i càrrega fins la fallada del muntatge.



Detall del moment de la resolució del muntatge després del test de càrrega fins a la fallada amb la tècnica endomedullar en l'espècimen 10.

Espècimen 11:

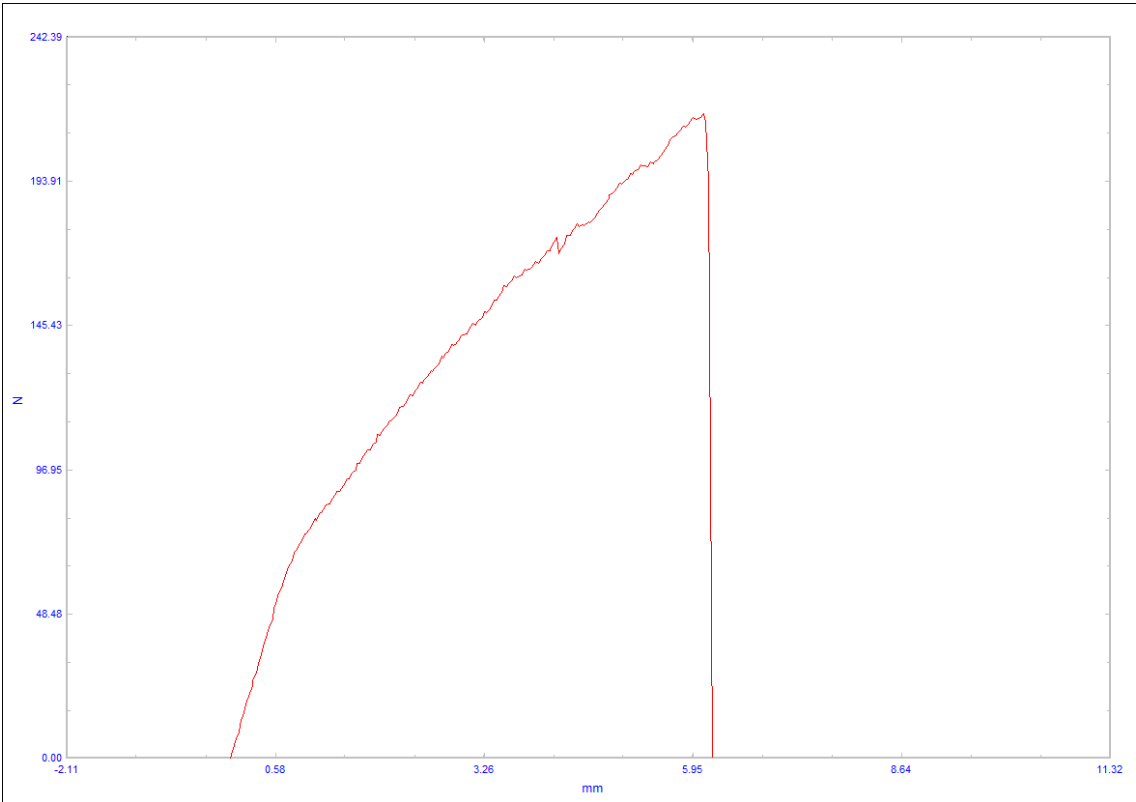
	Mostra 1	Mostra 2	Mostra 3	Mostra 4	Mostra 5
Max.:	444,24	52,39	52,79	118,07	51,79
Min.:	-8,2	-8,2	-8	-8	-8
Mitja:	-3,6	-3,9	-3,8	-3,8	-3,9



- radi 11 100 c endomedul·lar
- radi 11 200 c endomedul·lar
- radi 11 300 c endomedul·lar
- radi 11 400 c endomedul·lar
- radi 11 500 c endomedul·lar

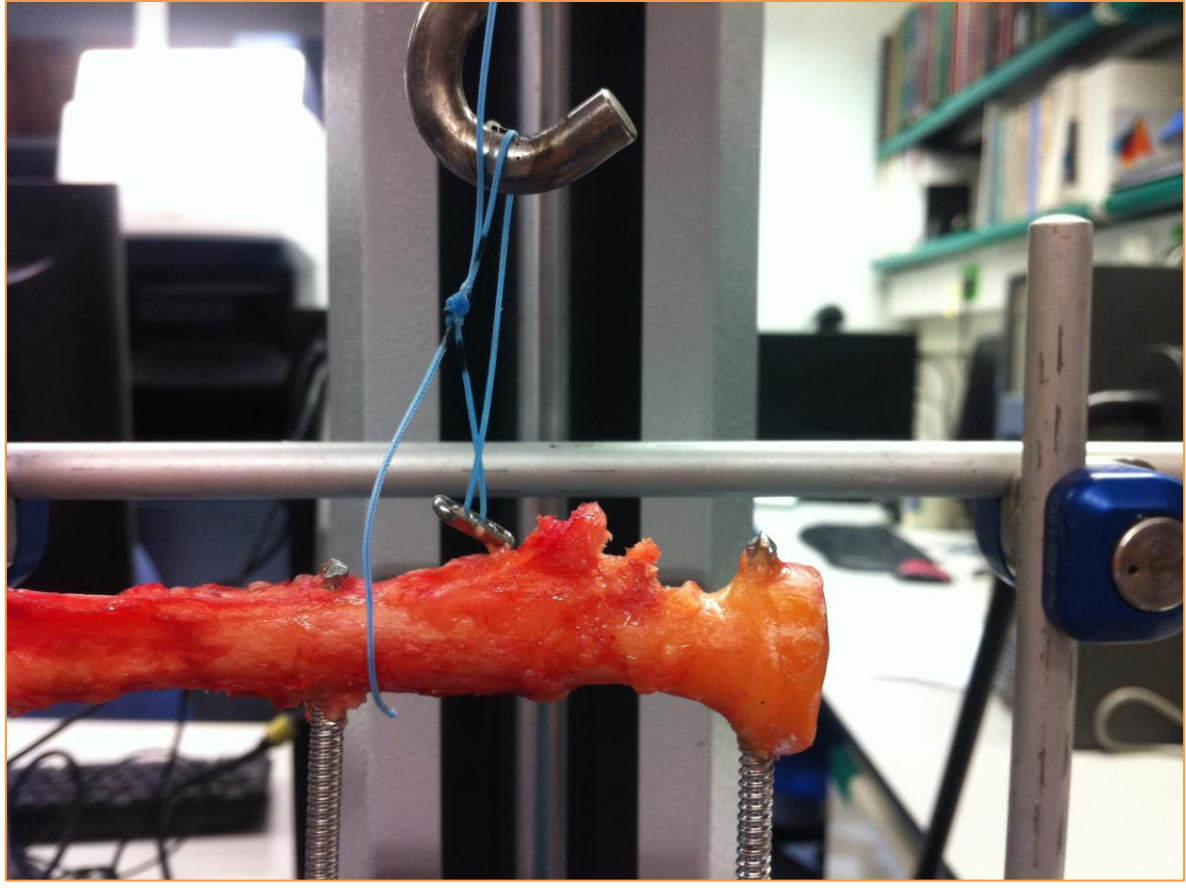
Max.: 216,59
Min.: -13,81
Mitja: 85,7

Mostra 1



radi 11 prova de càrrega fins la fallada ("load to failure") endomedul·lar

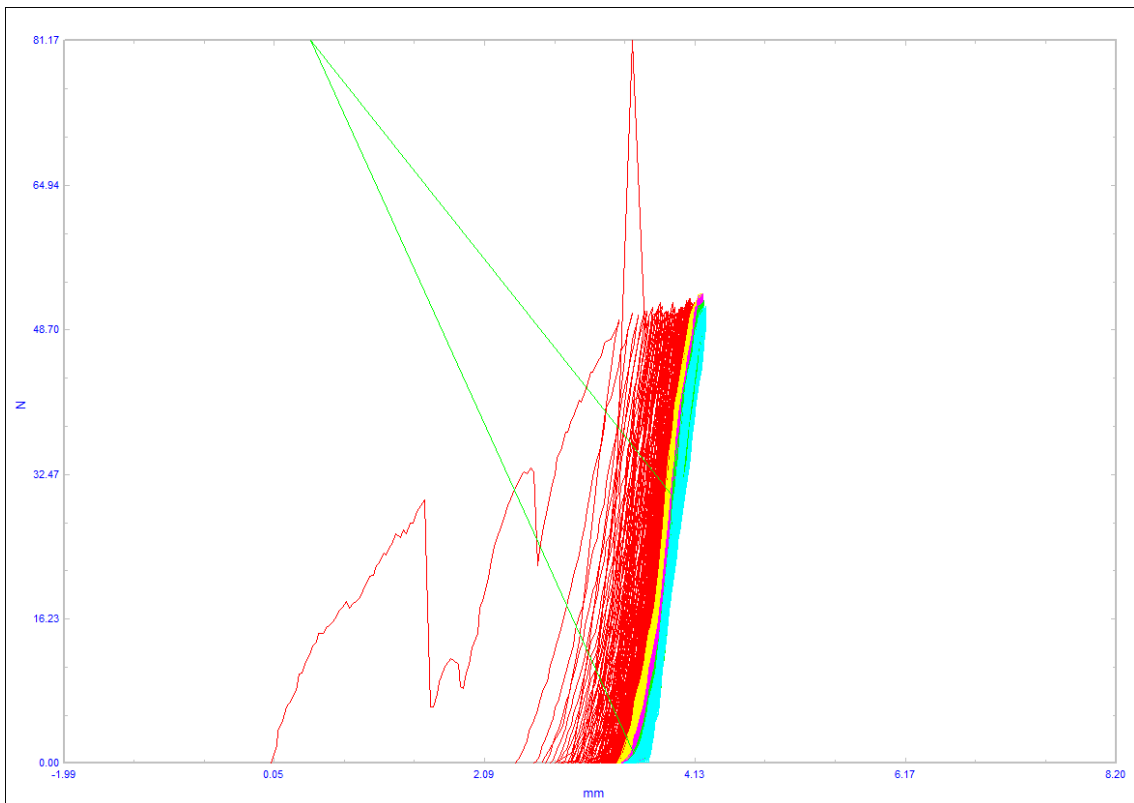
Gràfiques de l'espècimen 11 en les proves de la tècnica endomedul·lar per càrregues cícliques i càrrega fins la fallada del muntatge.



Detall del moment de la resolució del muntatge després del test de càrrega fins a la fallada amb la tècnica endomedul•lar en l'espècimen 11.

Espècimen 12:

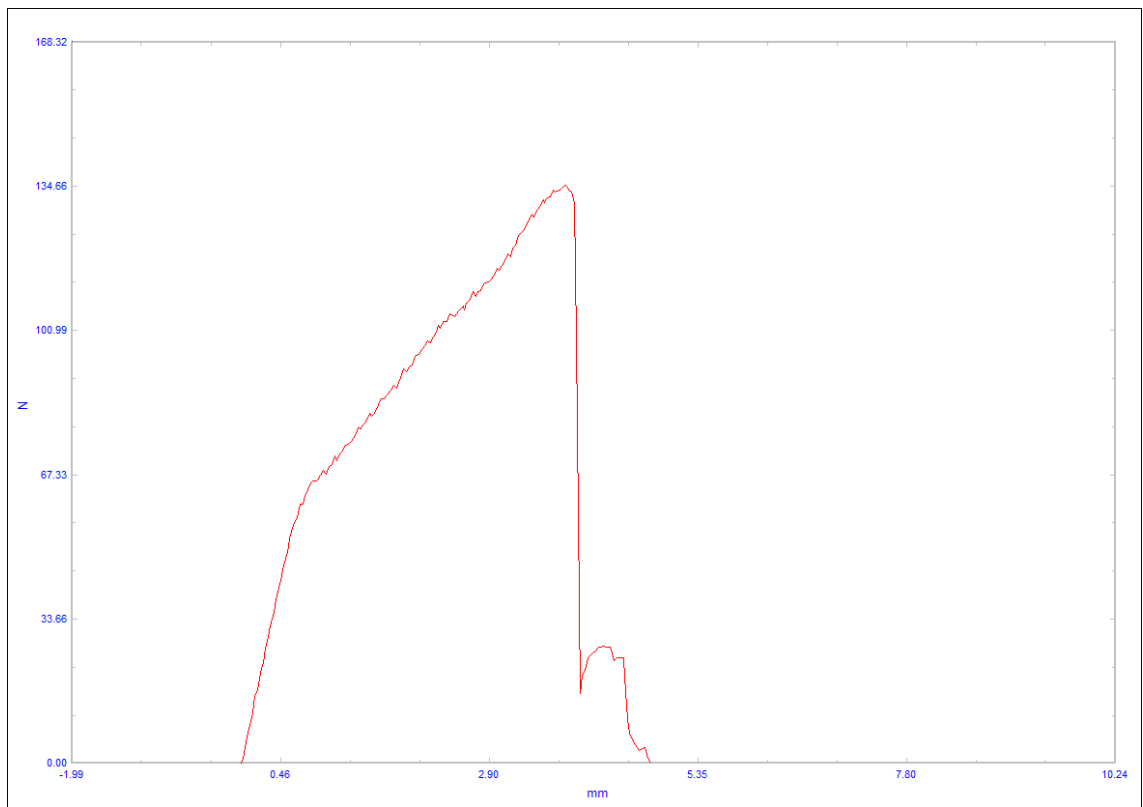
	Mostra 1	Mostra 2	Mostra 3	Mostra 4	Mostra 5
Max.:	336,45	52,79	52,79	88,4	51,39
Min.:	-9,2	-9,2	-9	-9	-9
Mitja:	-4,3	-4,8	-4,9	-5	-5



- radi 12 100 c endomedul-lar
- radi 12 200 c endomedul-lar
- radi 12 300 c endomedul-lar
- radi 12 400 c endomedul-lar
- radi 12 500 c endomedul-lar

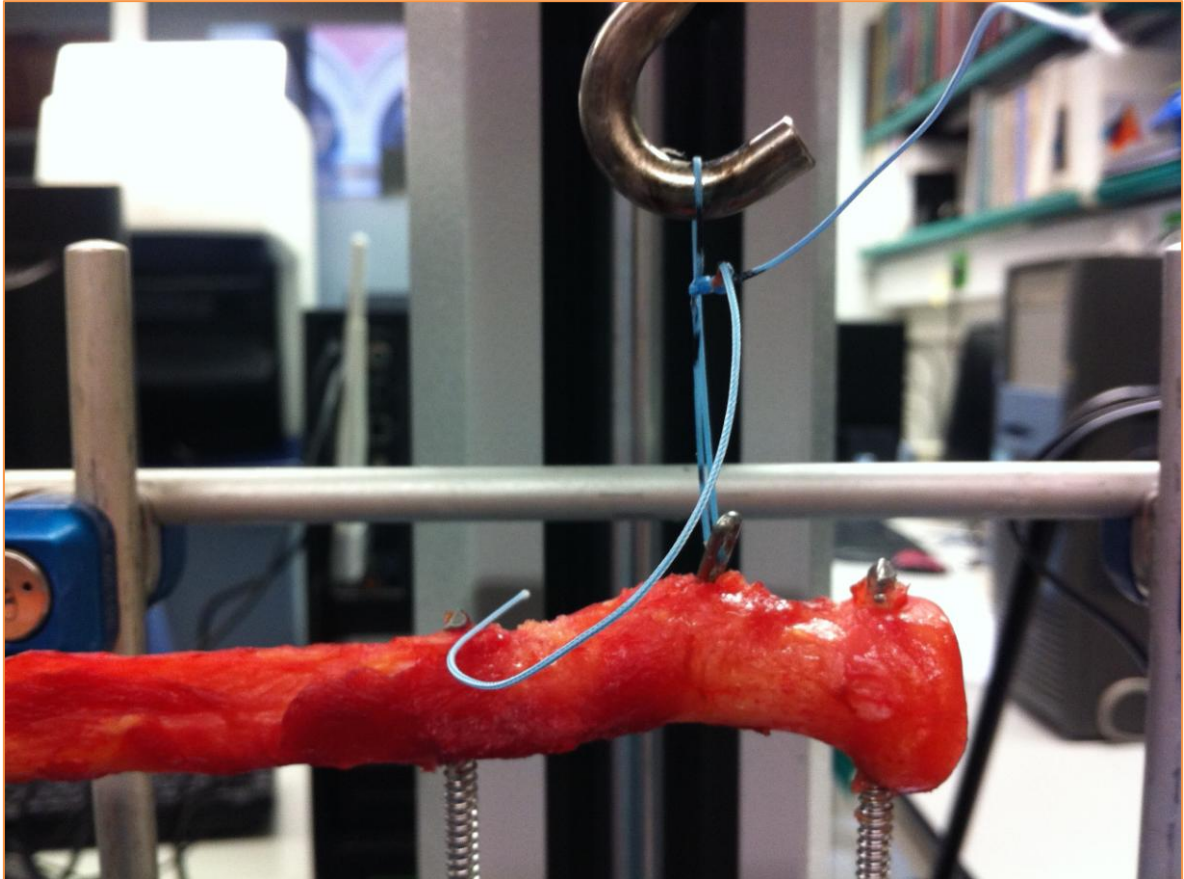
Max.: 134,8
Min.: -17
Mitja: 35,8

Mostra 1



radi 12 prova de càrrega fins la fallada ("load to failure") endomedul·lar

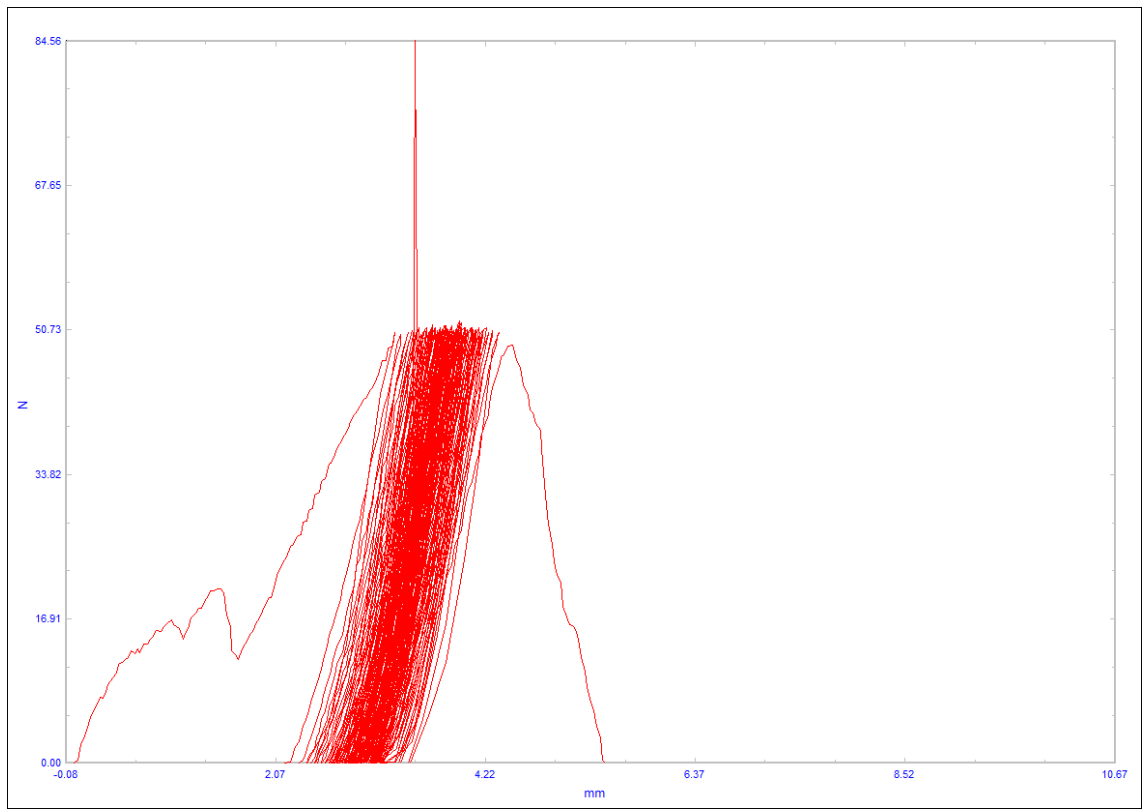
Gràfiques de l'espècimen 12 en les proves de la tècnica endomedul·lar per càrregues cícliques i càrrega fins la fallada del muntatge.



Detall del moment de la resolució del muntatge després del test de càrrega fins a la fallada amb la tècnica endomedul•lar en l'espècimen 12.

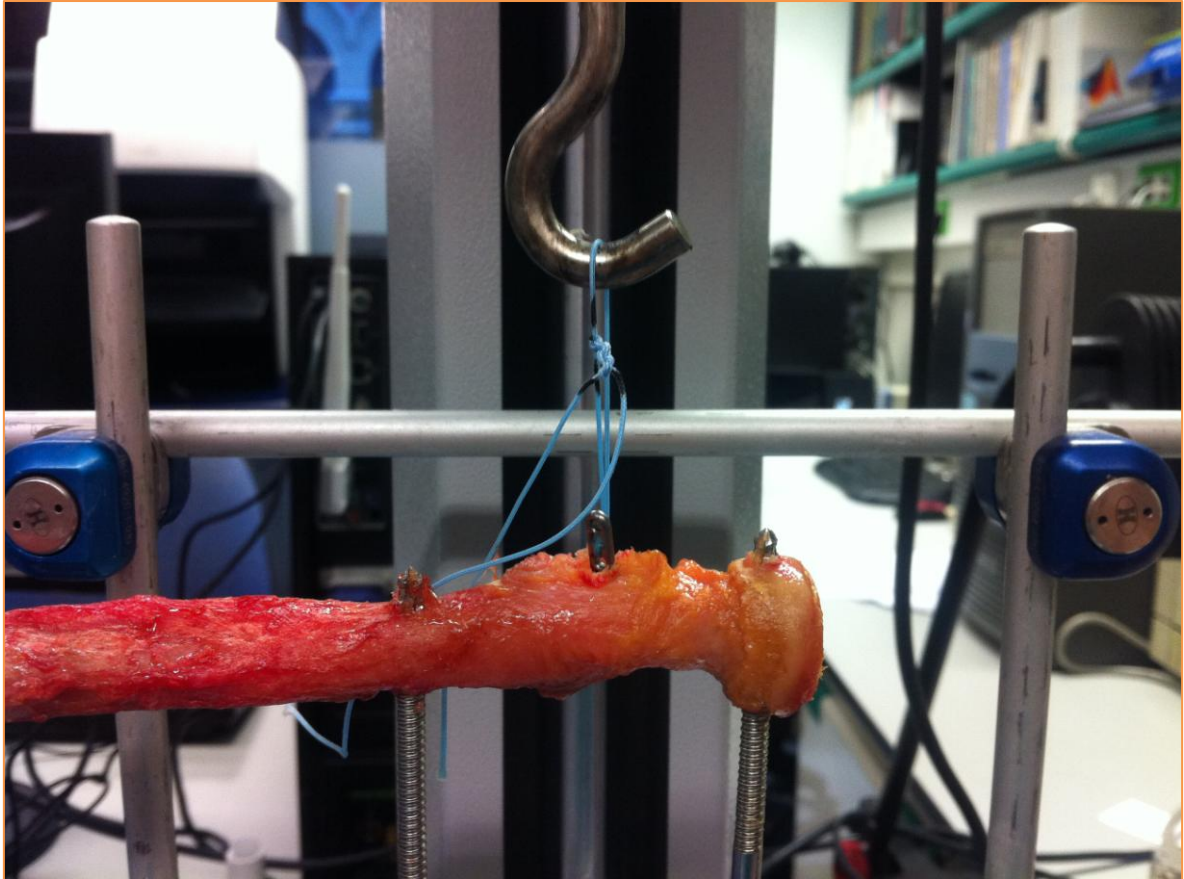
Espècimen 13:

Mostra 1
Max.: 118,48
Min.: -10
Mitja: -3,3



radi 13 prova de càrrega fins la fallada (load to failure) endomedul·lar

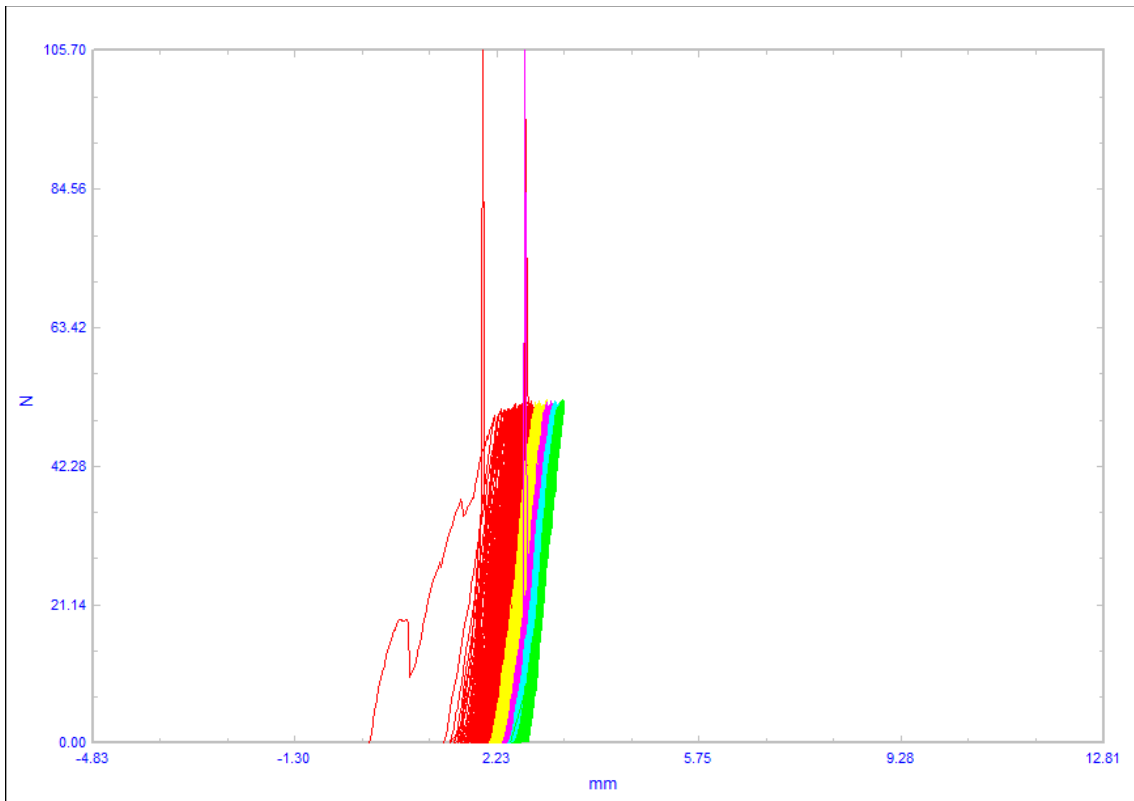
Gràfica de l'espècimen 13 en les proves de la tècnica endomedul·lar per càrrega cíclica, on s'observa la fallada del sistema abans d'arribar al final dels primers 100 cicles i on no es va poder realitzar la prova de resolució del muntatge.



Detall del moment de la resolució del muntatge durant el test de càrrega cíclica amb la tècnica endomedullar en l'espècimen 13.

Espècimen 14:

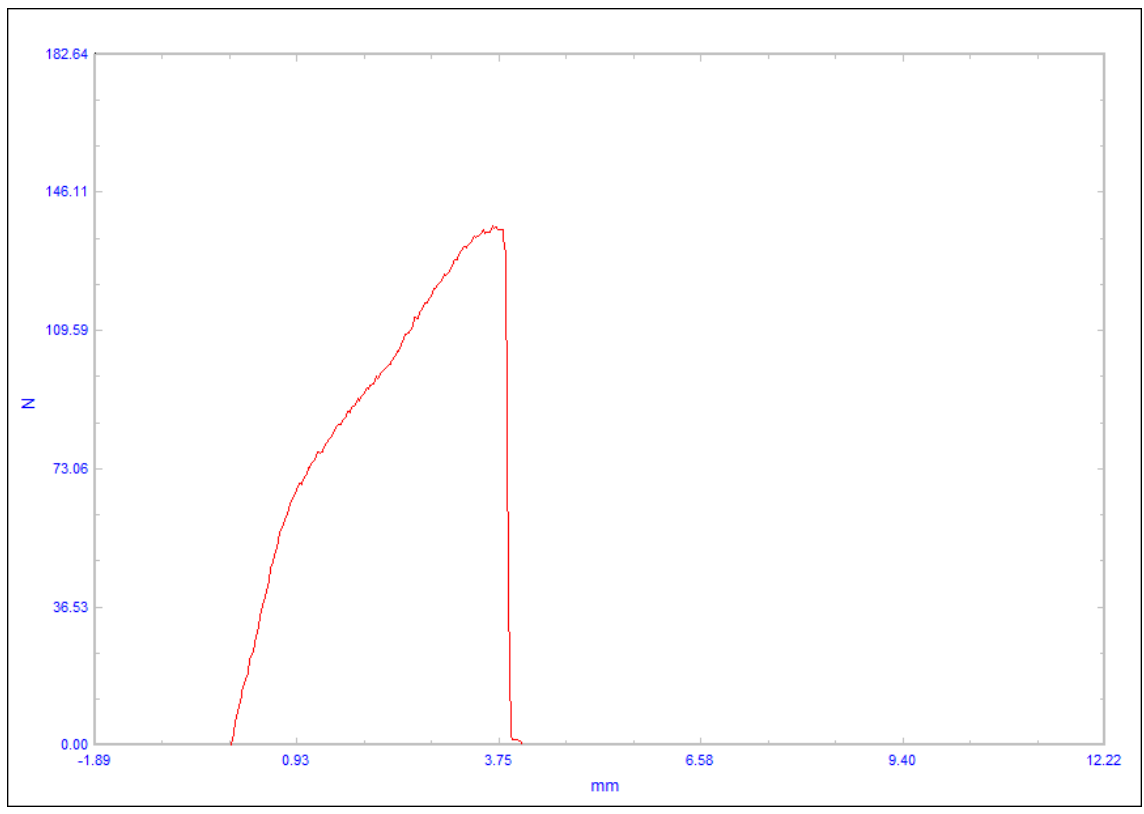
	Mostra 1	Mostra 2	Mostra 3	Mostra 4	Mostra 5
Max.:	440,19	52,39	118,48	52,2	52,39
Min.:	-10,2	-10	-10	-10	-10
Mitja:	-3,5	-4,1	-4,3	-4,5	-4,6



- radi 14 100 c endomedul·lar
- radi 14 200 c endomedul·lar
- radi 14 300 c endomedul·lar
- radi 14 400 c endomedul·lar
- radi 14 500 c endomedul·lar

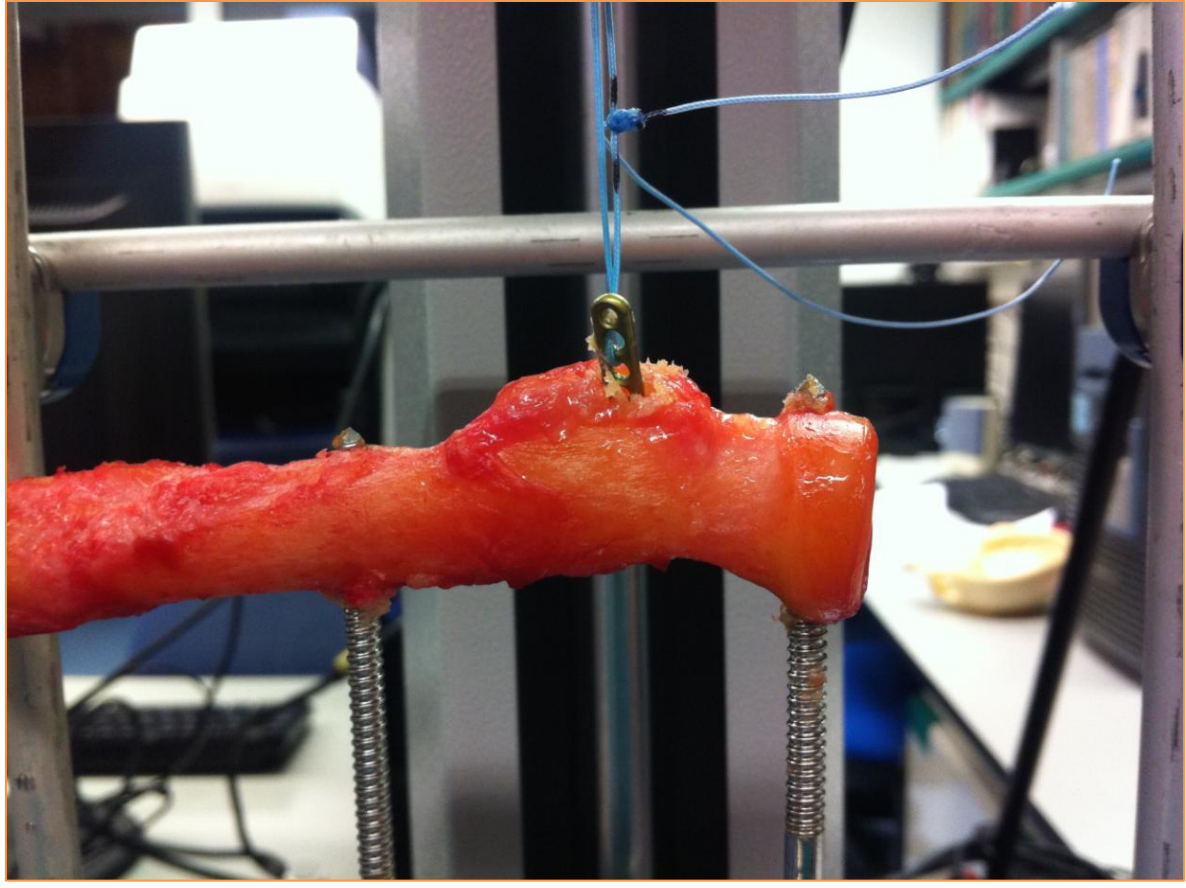
Max.: 137,19
Min.: -25,4
Mitja: 23,9

Mostra 1



_____ radi 14 prova de càrrega fins la fallada ("load to failure") endomedul·lar

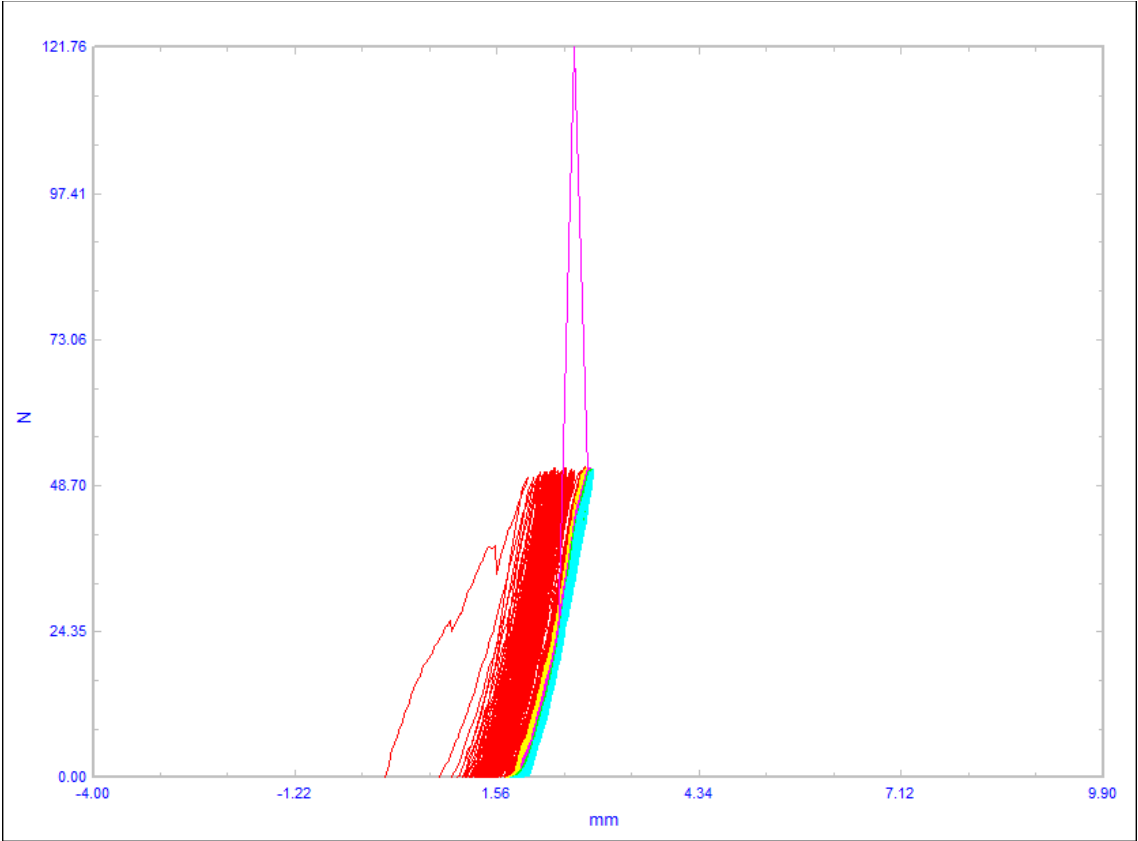
Gràfiques de l'espècimen 14 en les proves de la tècnica endomedul·lar per càrregues cícliques i càrrega fins la fallada del muntatge.



Detall del moment de la resolució del muntatge després del test de càrrega fins a la fallada amb la tècnica endomedul•lar en l'espècimen 14.

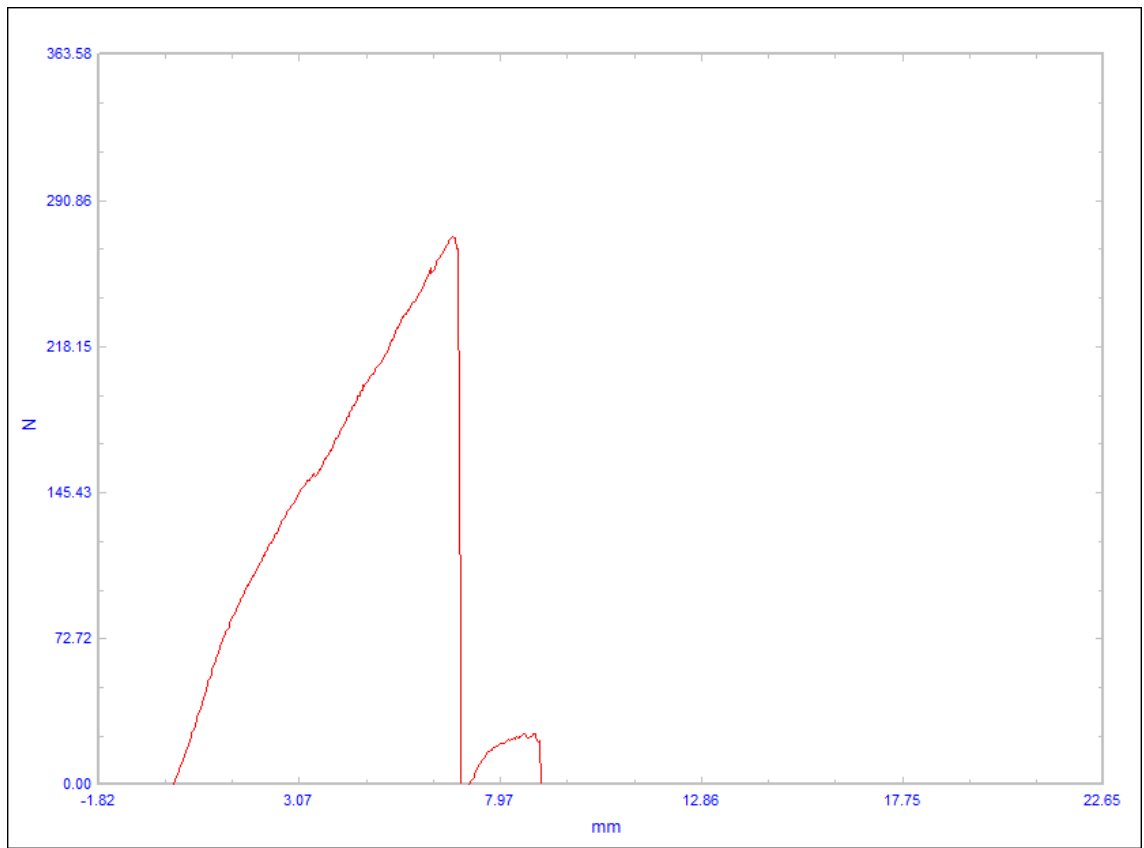
Espècimen 15:

	Mostra 1	Mostra 2	Mostra 3	Mostra 4	Mostra 5
Max.:	52	51,79	440,8	51,39	51,39
Min.:	-9	-8,81	-8,81	-8,81	-8,81
Mitja:	-0,7	-1,2	-1,1	-1,3	-1,3



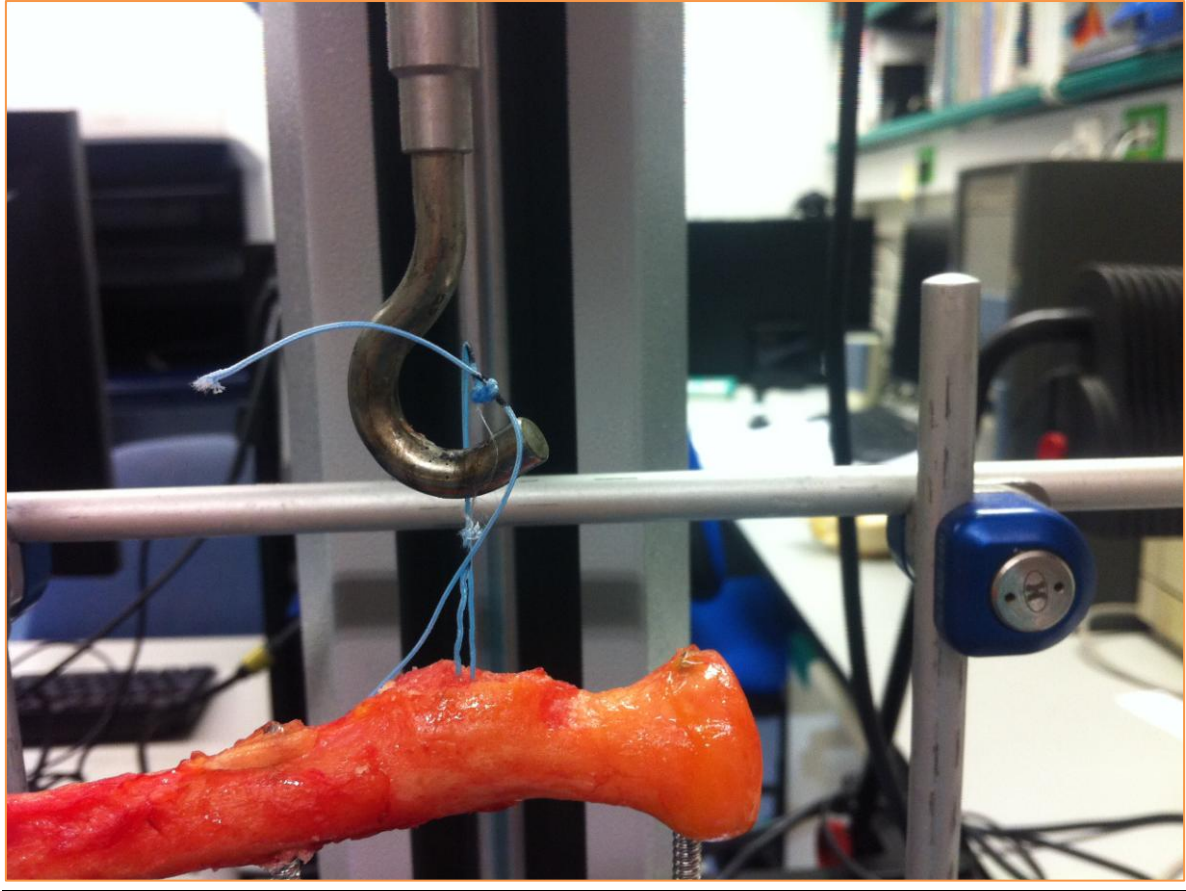
- radi 15 100 c endomedul-lar
- radi 15 200 c endomedul-lar
- radi 15 300 c endomedul-lar
- radi 15 400 c endomedul-lar
- radi 15 500 c endomedul-lar

Mostra 1
Max.: 273,19
Min.: -17,61
Mitja: 38,8



radi 15 prova de càrrega fins la fallada ("load to failure") endomedul·lar

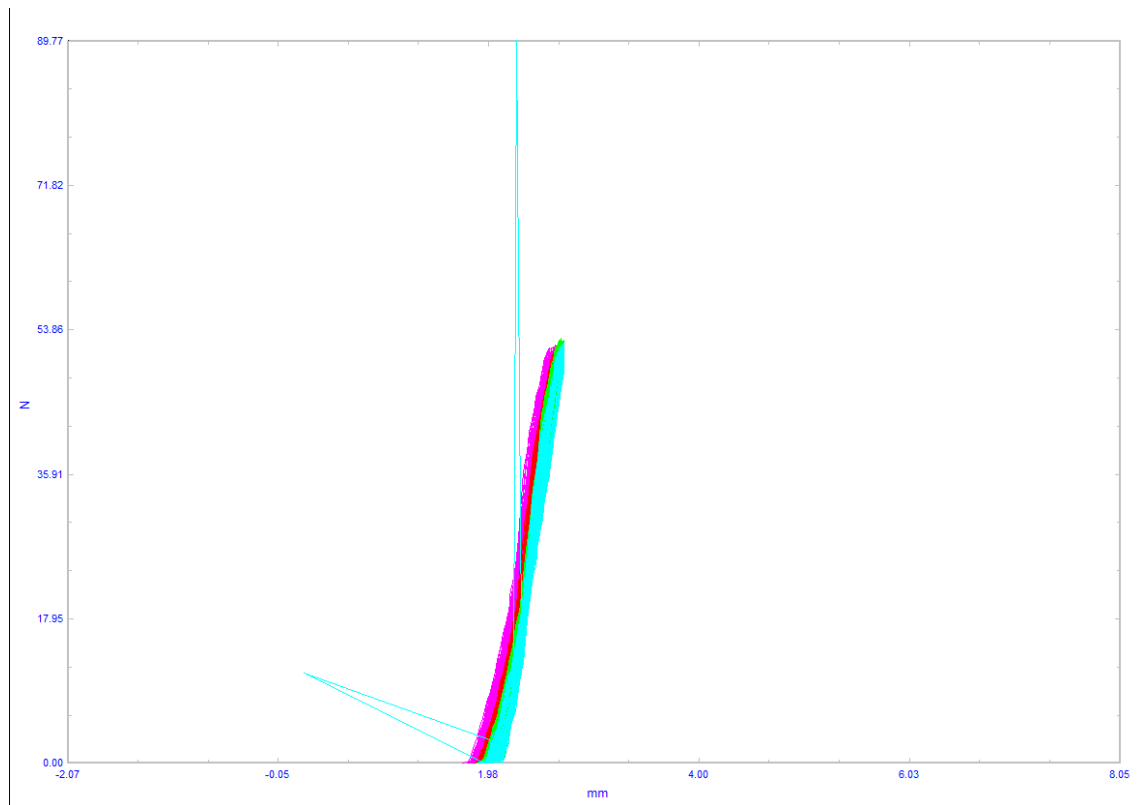
Gràfiques de l'espècimen 15 en les proves de la tècnica endomedul·lar per càrregues cícliques i càrrega fins la fallada del muntatge.



Detall del moment de la resolució del muntatge després del test de càrrega fins a la fallada amb la tècnica endomedul•lar en l'espècimen 15.

Espècimen 16:

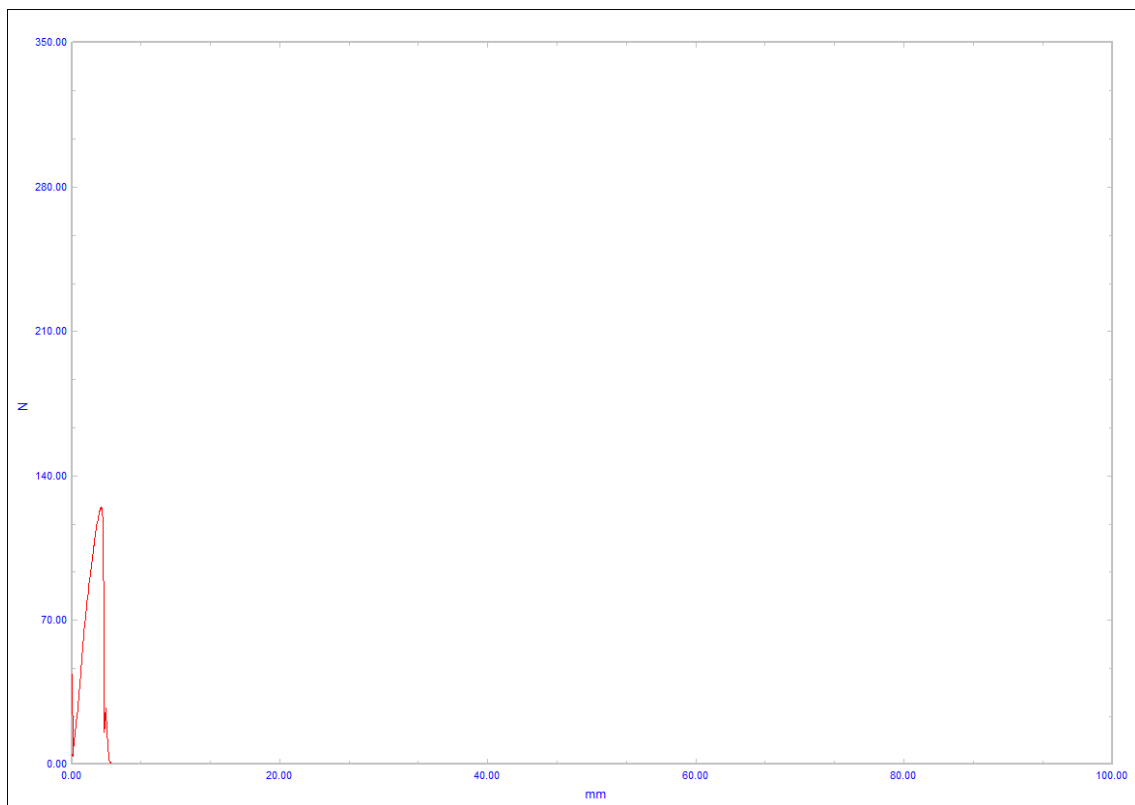
	Mostra 1	Mostra 2	Mostra 3	Mostra 4	Mostra 5
Max.:	-6,41	52	52,79	52,79	113,43
Min.:	-6,6	-6,6	-6,6	-6,6	-6,6
Mitja:	-6,6	-1,5	-1,5	-1,5	-1,6



- radi 16 100 c endomedul·lar
- radi 16 200 c endomedul·lar
- radi 16 300 c endomedul·lar
- radi 16 400 c endomedul·lar
- radi 16 500 c endomedul·lar

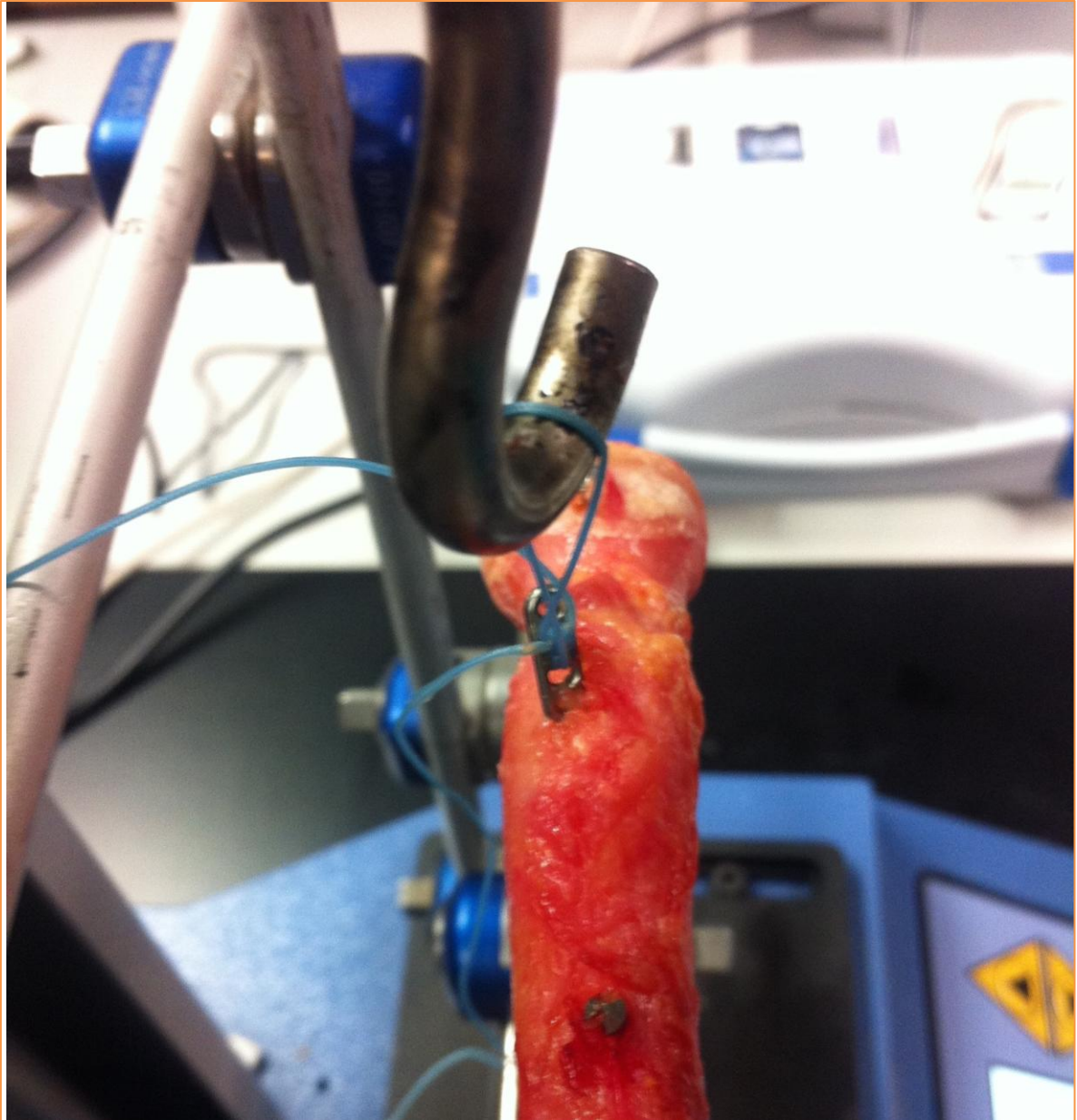
Max.:
Min.:
Mitja:

Mostra 1
124,79
-8,6
9,5



_____ radi 16 prova de càrrega fins la fallada ("load to failure") endomedul·lar

Gràfiques de l'espècimen 16 en les proves de la tècnica endomedul·lar per càrregues cícliques i càrrega fins la fallada del muntatge.

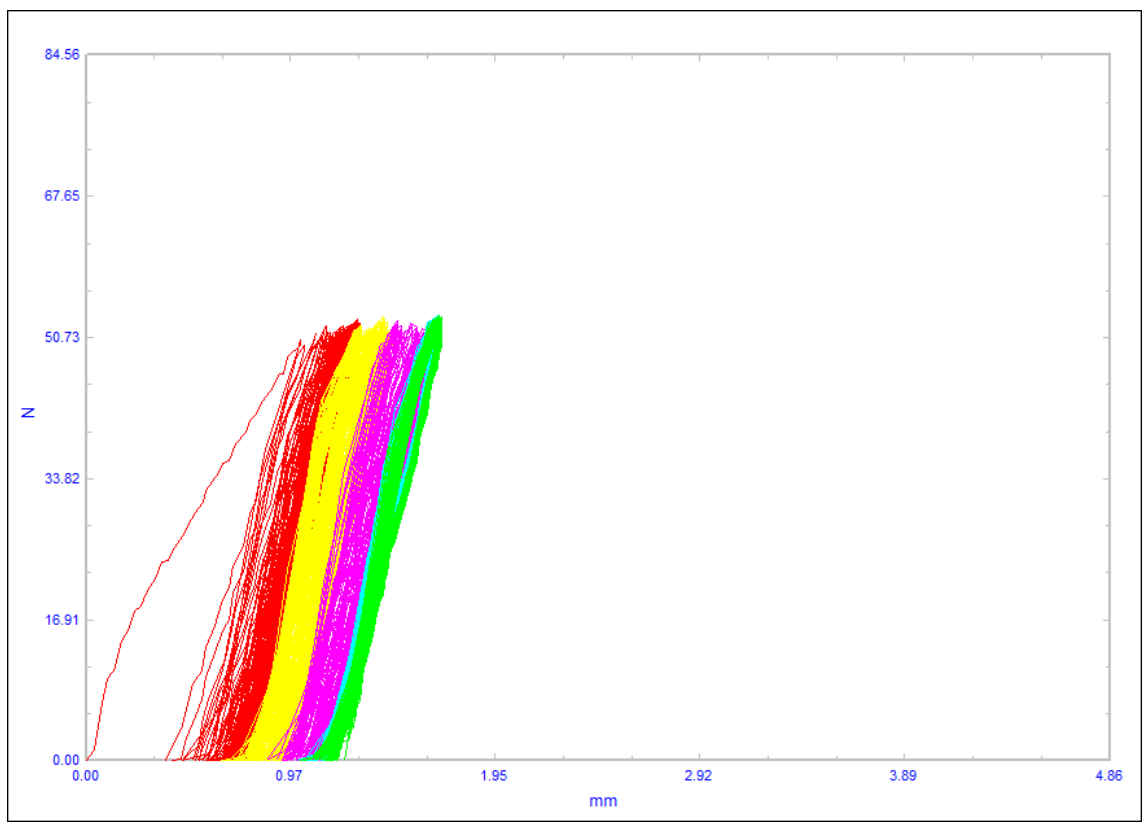


Detall del moment de la resolució del muntatge després del test de càrrega fins a la fallada amb la tècnica endomedul•lar en l'espècimen 16.

6.1.1.2 INFORMES DE LES PROVES AMB LA TÈCNICA BICORTICAL

Espècimen 1:

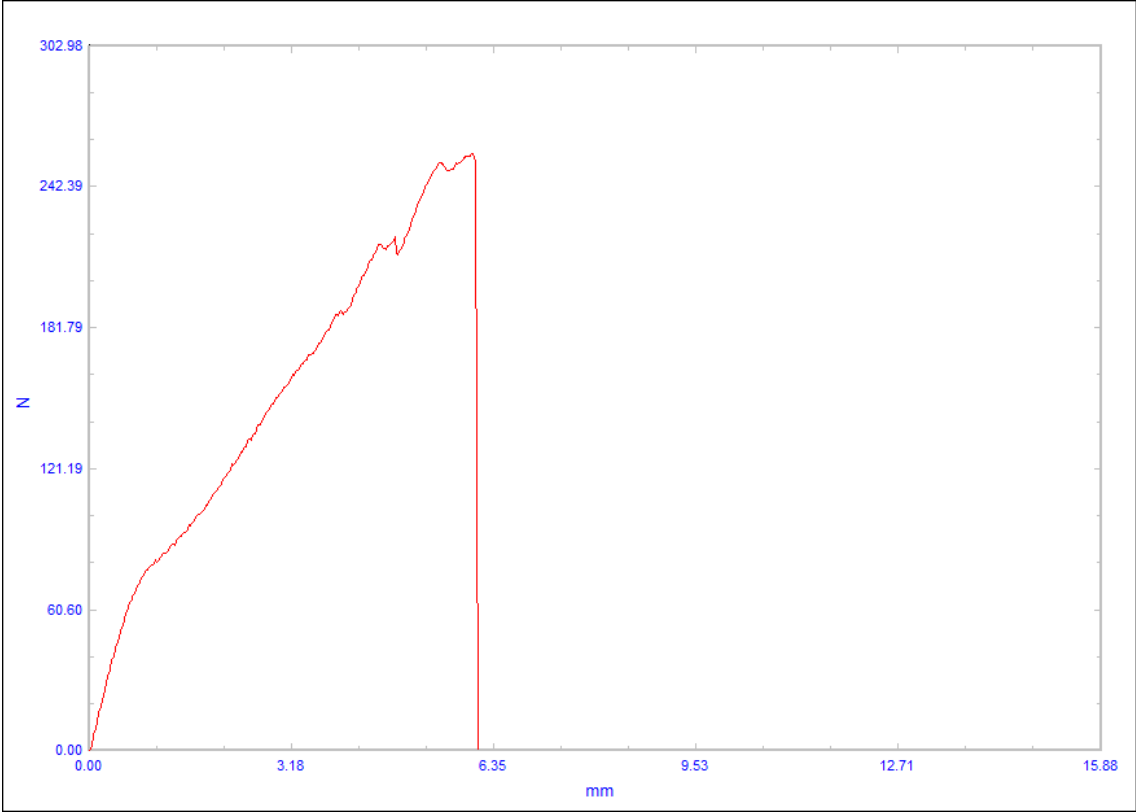
	Mostra 1	Mostra 2	Mostra 3	Mostra 4	Mostra 5
Max.:	53	53,2	52,79	53,39	53,39
Min.:	-27,61	-27,61	-27,61	-27,61	-27,61
Mitja:	-16,7	-17,6	-18,2	-18,3	-18,5



- radi 1 100 cicles (c) bicortical
- radi 1 200 c bicortical
- radi 1 300 c bicortical
- radi 1 400 c bicortical
- radi 1 500 c bicortical

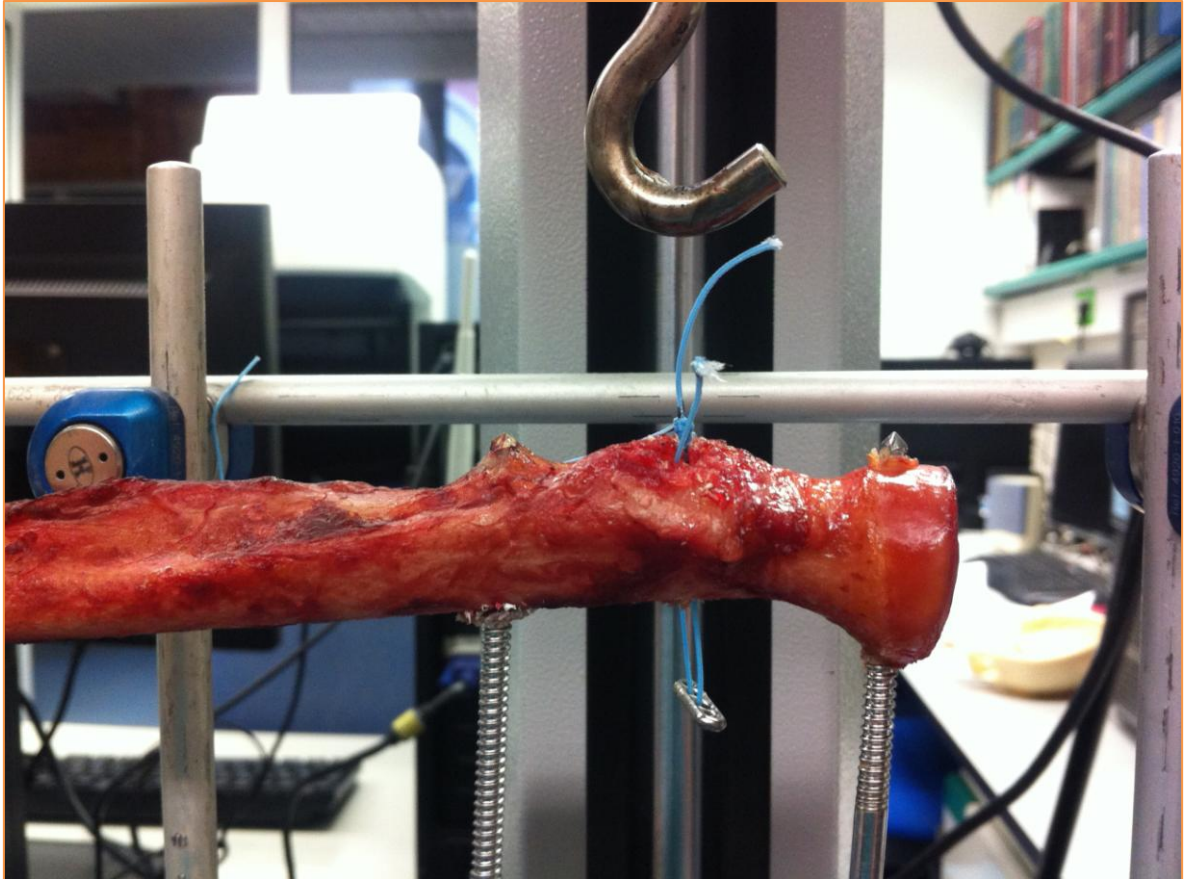
Max.: 256,6
Min.: -48,21
Mitja: 95,1

Mostra 1



— radi 1 prova de càrrega fins la fallada ("load to failure) bicortical

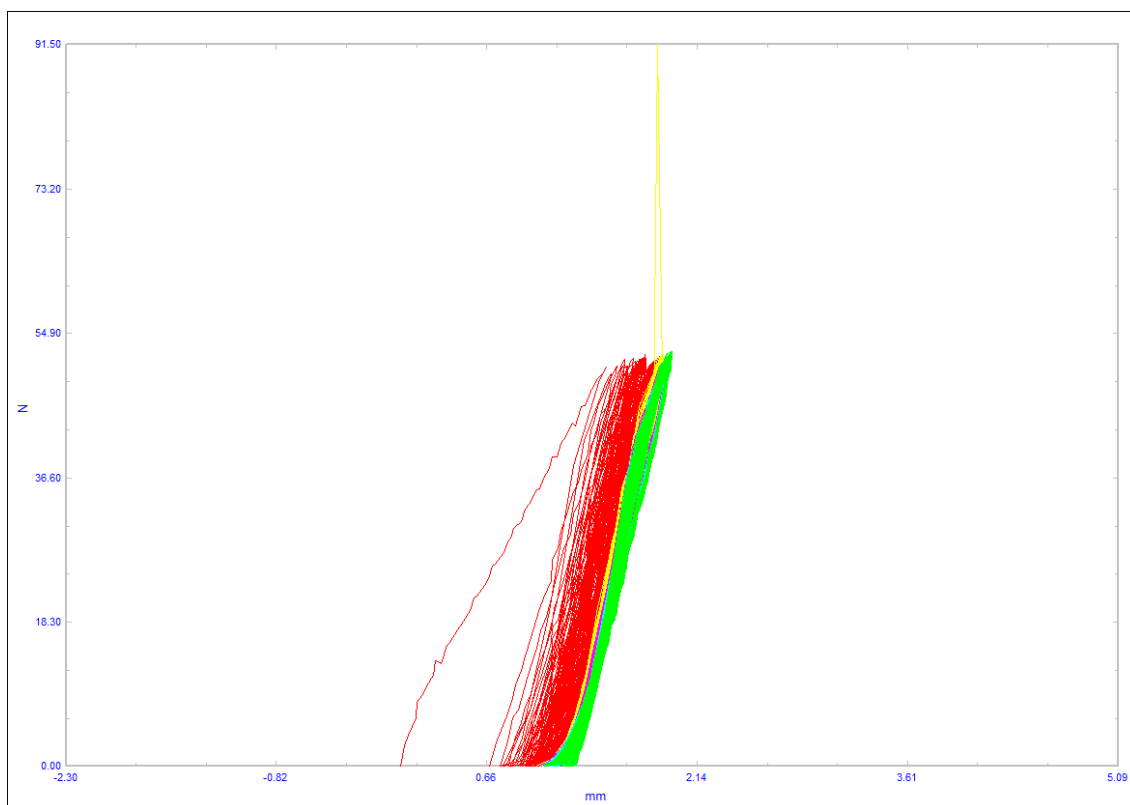
Gràfiques de l'espècimen 1 en les proves de la tècnica bicortical per càrregues cícliques i càrrega fins la fallada del muntatge.



Detall del moment de la resolució del muntatge després del test de càrrega fins a la fallada amb la tècnica bicortical en l'espècimen 1.

Espècimen 2:

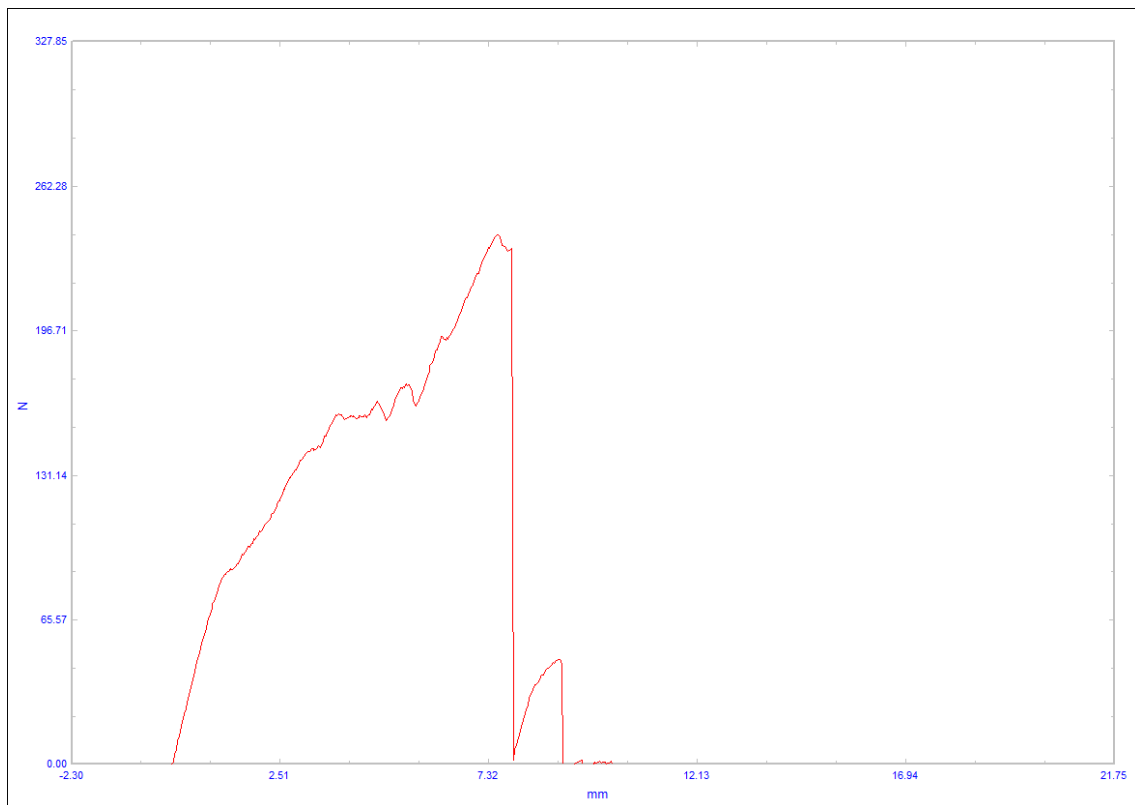
	Mostra 1	Mostra 2	Mostra 3	Mostra 4	Mostra 5
Max.:	52,2	448,07	51,39	52,6	52,6
Min.:	-27,61	-27,81	-27,81	-27,81	-27,81
Mitja:	-16,1	-16,9	-17,1	-17,3	-17,2



- radi 2 100 c bicortical
- radi 2 200 c bicortical
- radi 2 300 c bicortical
- radi 2 400 c bicortical
- radi 2 500 c bicortical

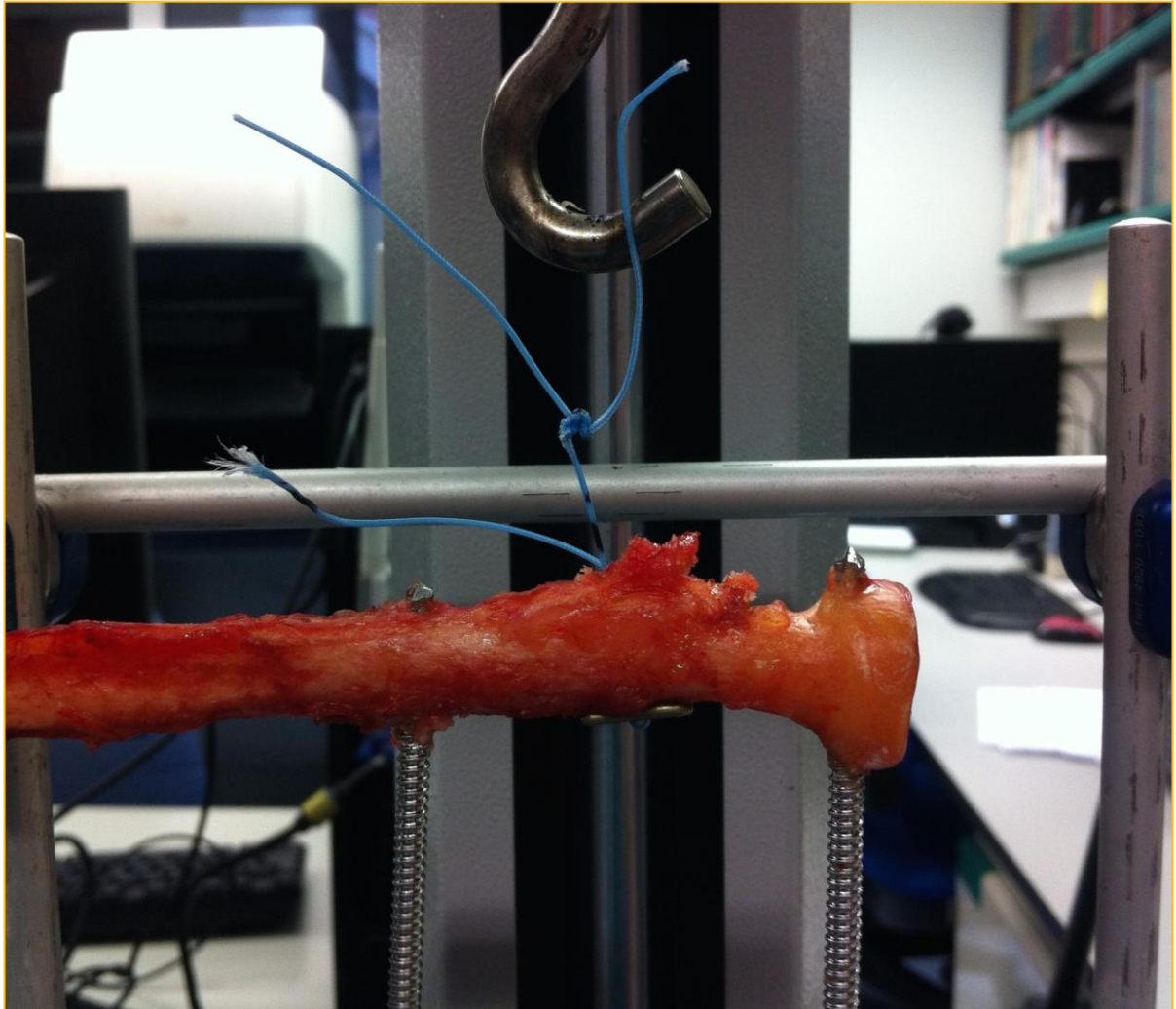
Max.: 240,4
Min.: -40,61
Mitja: 88,6

Mostra 1



radi 2 prova de càrrega fins la fallada ("load to failure") bicortical

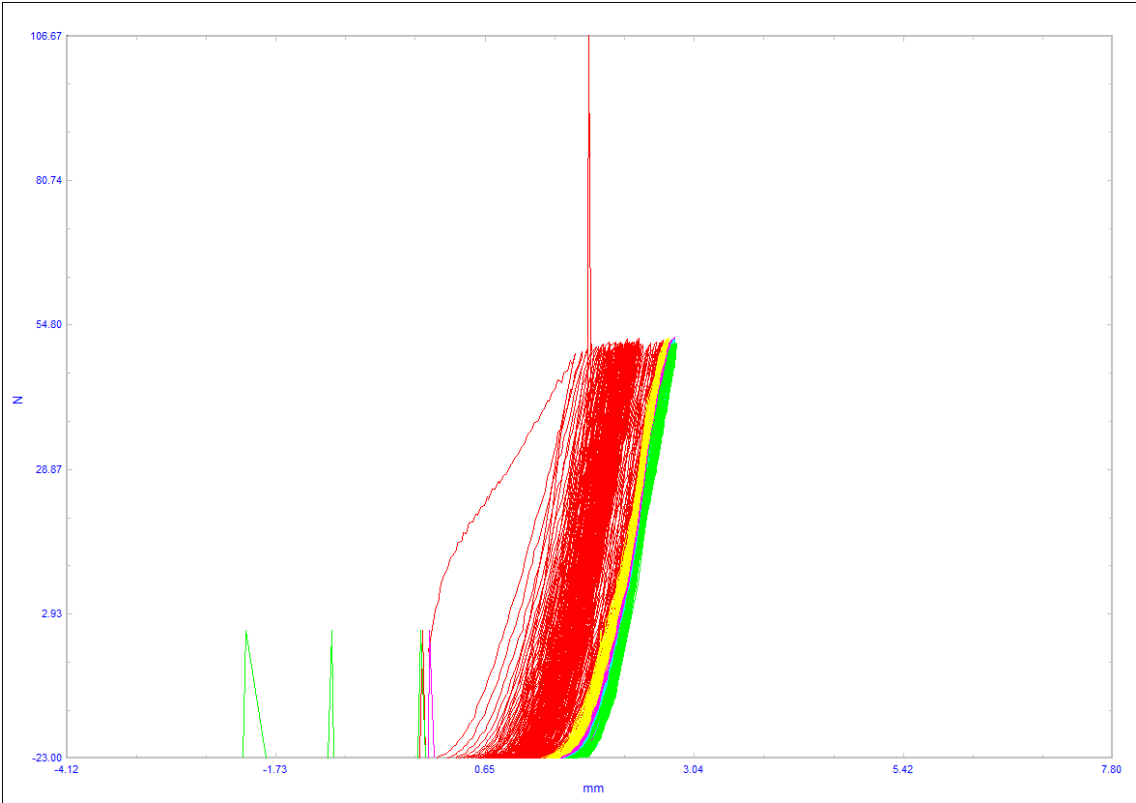
Gràfiques de l'espècimen 2 en les proves de la tècnica bicortical per càrregues cícliques i càrrega fins la fallada del muntatge.



Detall del moment de la resolució del muntatge després del test de càrrega fins a la fallada amb la tècnica bicortical en l'espècimen 2.

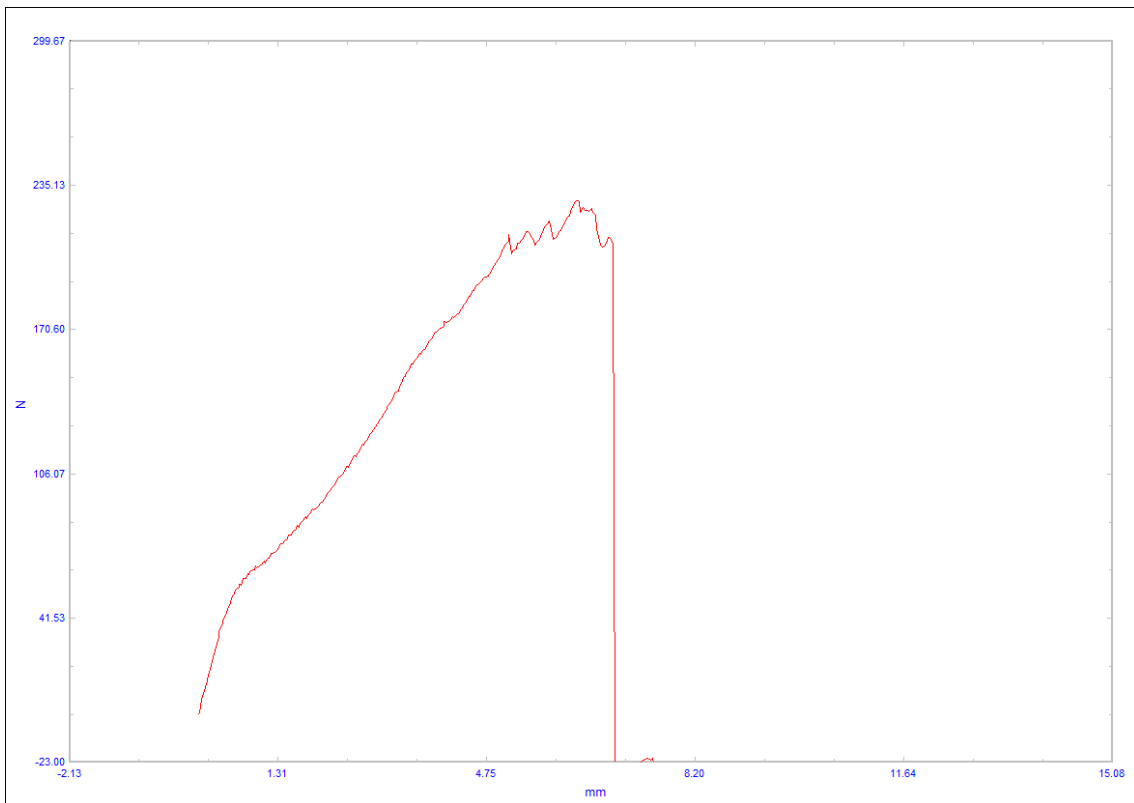
Espècimen 3:

	Mostra 1	Mostra 2	Mostra 3	Mostra 4	Mostra 5
Max.:	221	52,39	52,6	52,2	51,6
Min.:	-24,2	-24,2	-24,2	-24,2	-24,2
Mitja:	-14,5	-16	-16,2	-16,4	-16,6



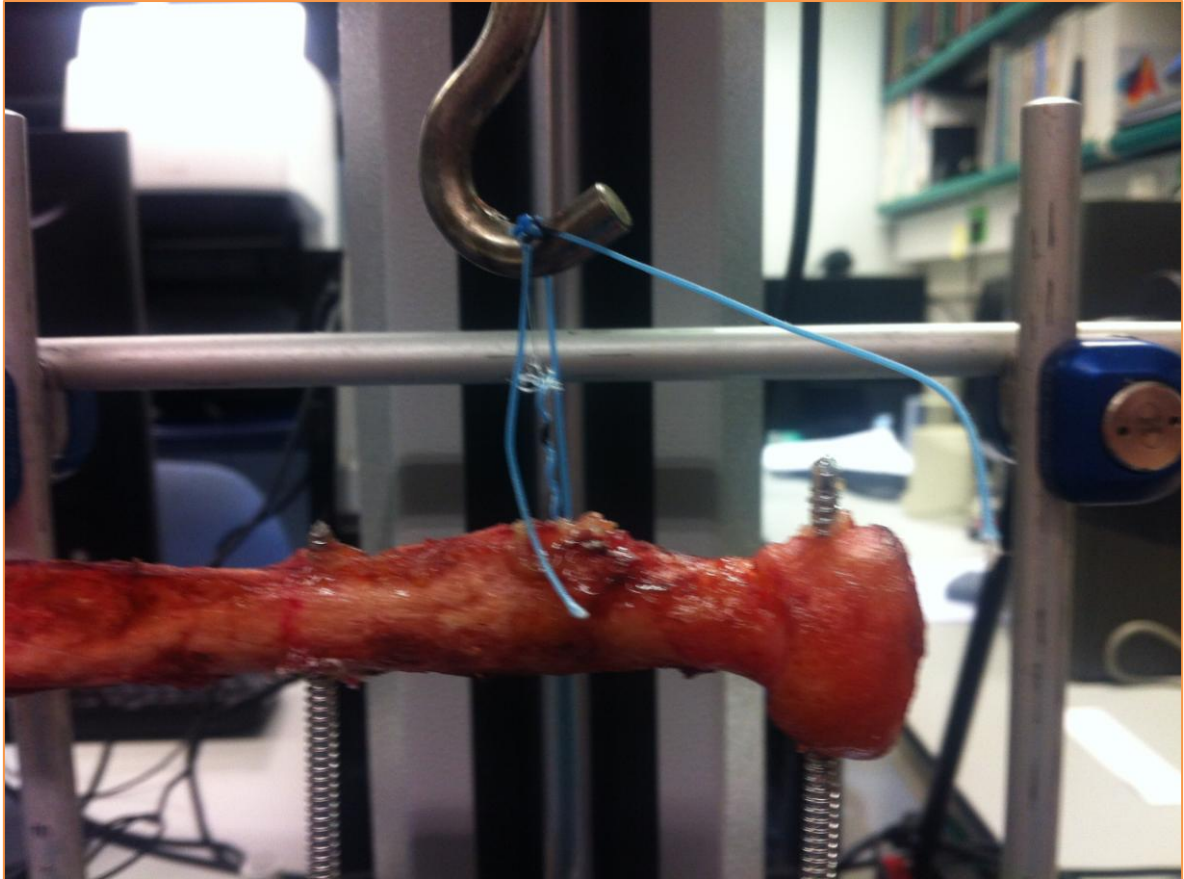
- radi 3 100 c bicortical
- radi 3 200 c bicortical
- radi 3 300 c bicortical
- radi 3 400 c bicortical
- radi 3 500 c bicortical

Mostra 1
Max.: 228
Min.: -45
Mitja: 86,4



radi 3 prova de càrrega fins la fallada (“load to failure”) bicortical

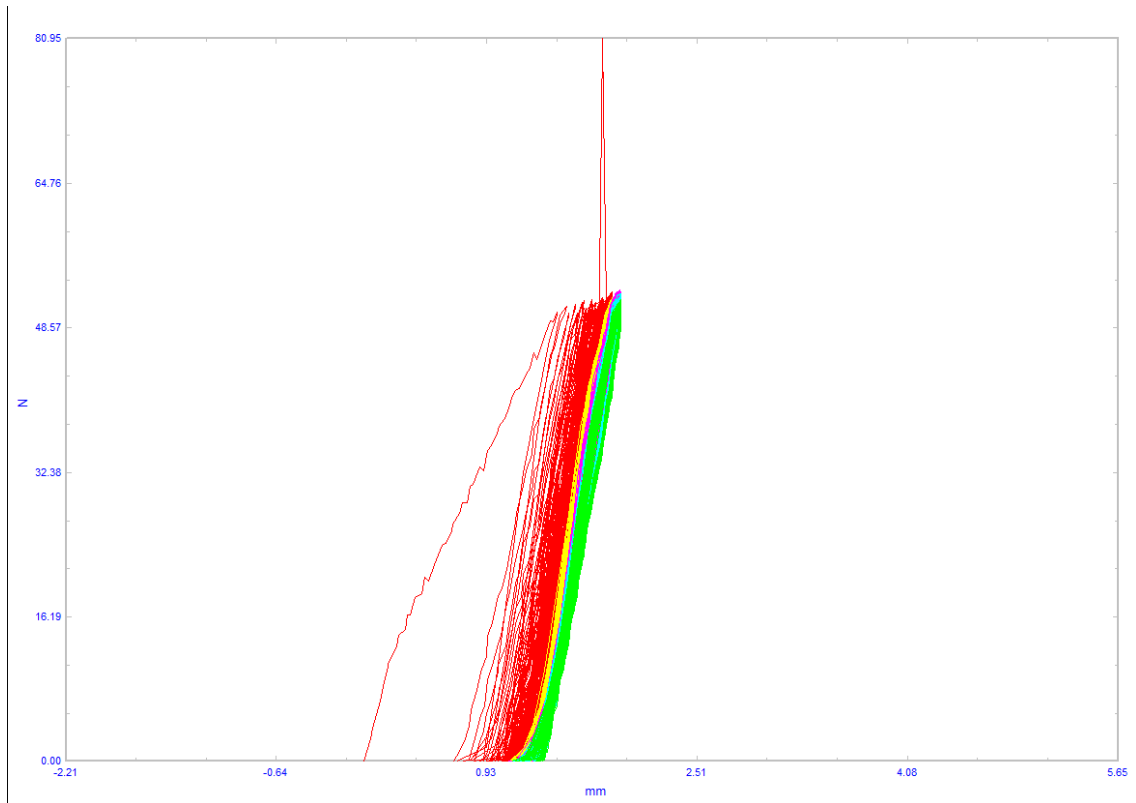
Gràfiques de l'espècimen 3 en les proves de la tècnica bicortical càrregues cícliques i càrrega fins la fallada del muntatge.



Detall del moment de la resolució del muntatge després del test de càrrega fins a la fallada amb la tècnica bicortical en l'espècimen 3.

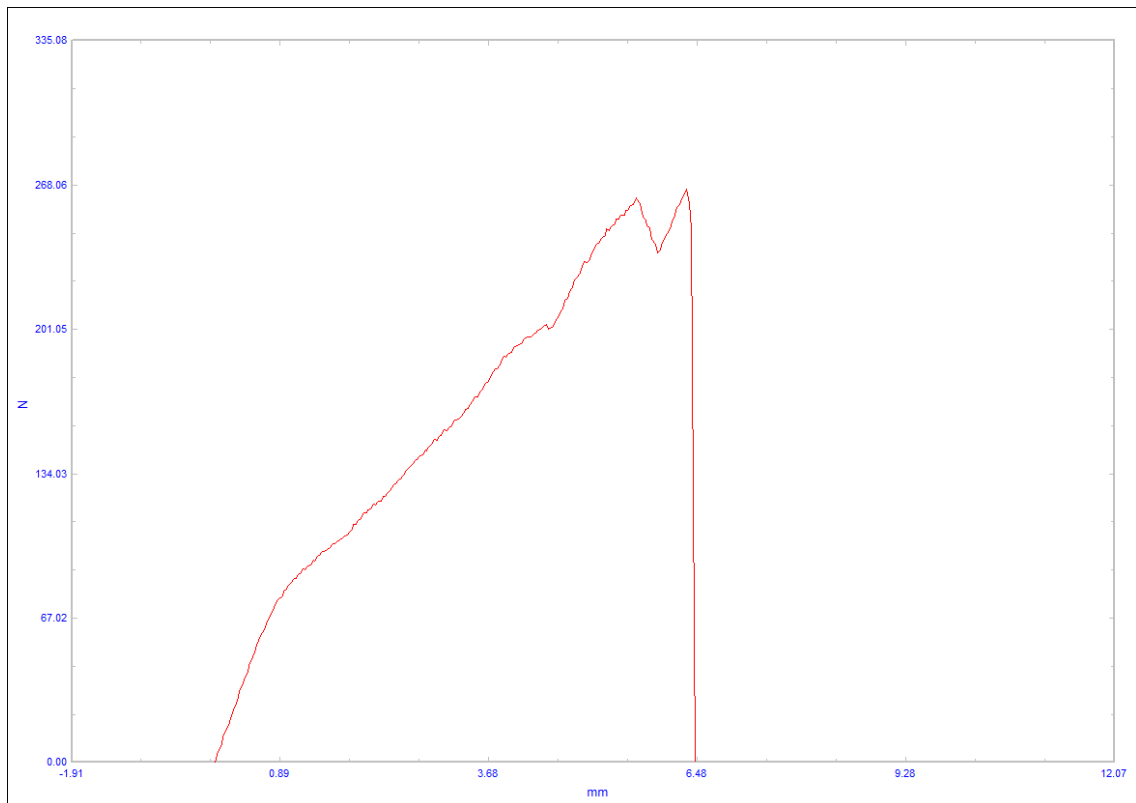
Espècimen 4:

	Mostra 1	Mostra 2	Mostra 3	Mostra 4	Mostra 5
Max.:	447,47	52,2	52,79	52,39	51,79
Min.:	-23,81	-38,4	-23,81	-23,81	-38,4
Mitja:	-13,7	-14,5	-14,5	-14,7	-14,9



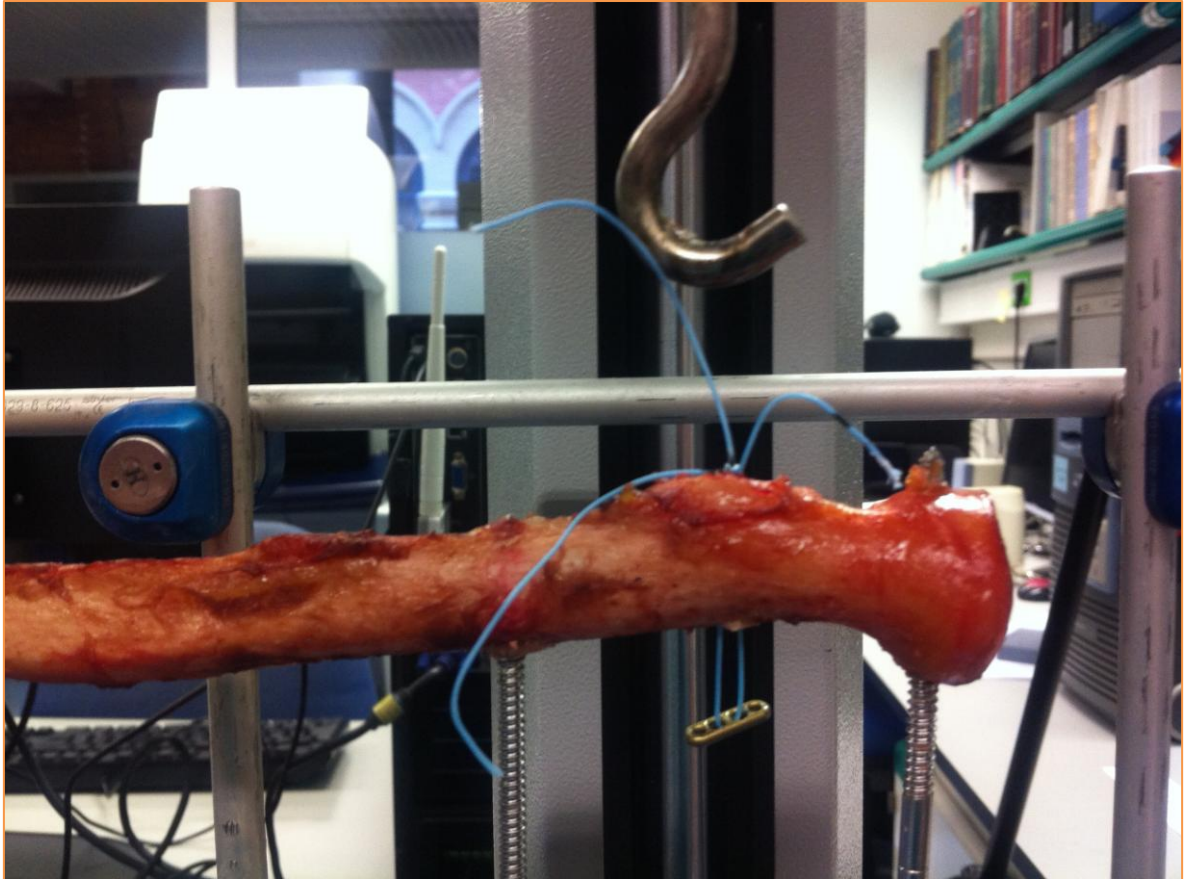
- radi 4 100 c bicortical
- radi 4 200 c bicortical
- radi 4 300 c bicortical
- radi 4 400 c bicortical
- radi 4 500 c bicortical

Mostra 1
Max.: 266
Min.: -31,81
Mitja: 105,2



radi 4 prova de càrrega fins la fallada ("load to failure") bicortical

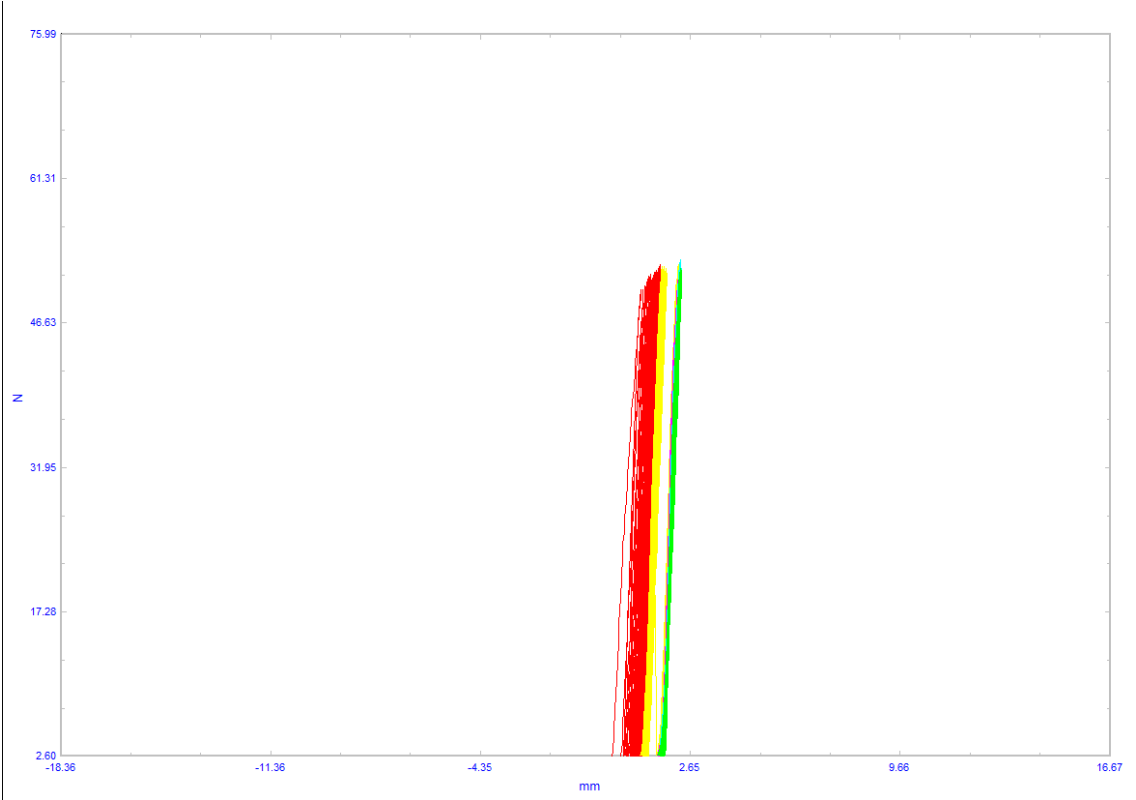
Gràfiques de l'espècimen 4 en les proves de la tècnica bicortical per càrregues cíclics i càrrega fins la fallada del muntatge.



Detall del moment de la resolució del muntatge després del test de càrrega fins a la fallada amb la tècnica bicortical en l'espècimen 4.

Espècimen 5:

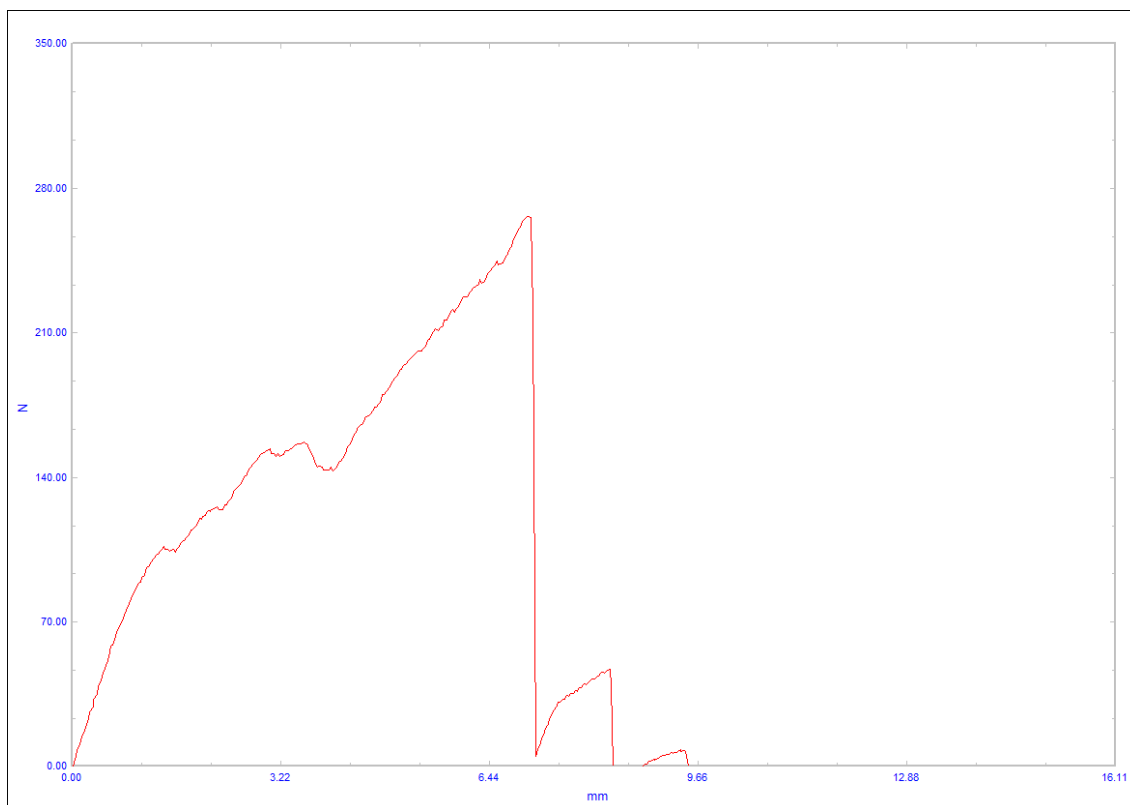
	Mostra 1	Mostra 2	Mostra 3	Mostra 4	Mostra 5
Max.:	52,6	52,6	52,79	53	52,2
Min.:	-32,61	-32,61	-32,61	-32,61	-32,61
Mitja:	-18,5	-20,9	-22	-22	-22,1



- radi 5 100 c bicortical
- radi 5 200 c bicortical
- radi 5 300 c bicortical
- radi 5 400 c bicortical
- radi 5 500 c bicortical

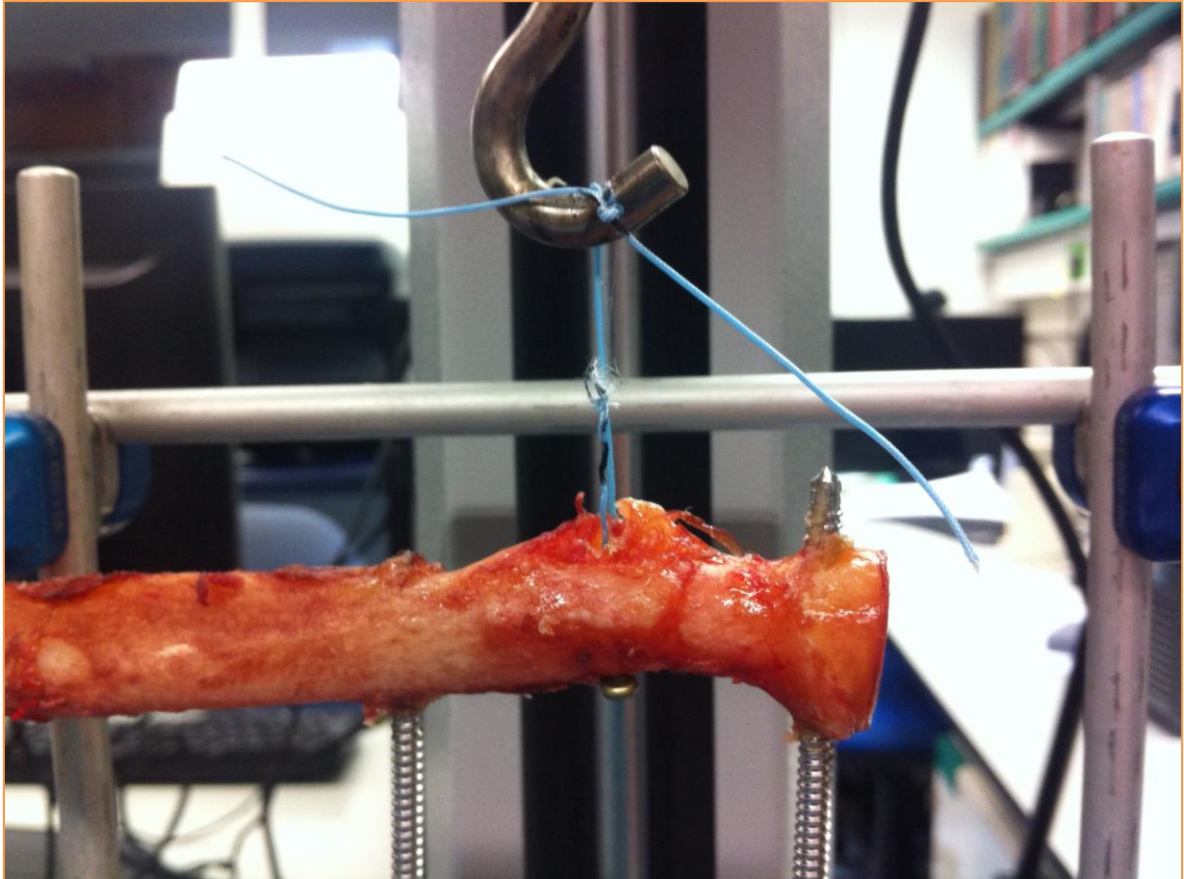
Max.:
Min.:
Mitja:

Mostra 1
266,39
-38,4
105,7



radi 5 prova de càrrega fins la fallada ("load to failure") bicortical

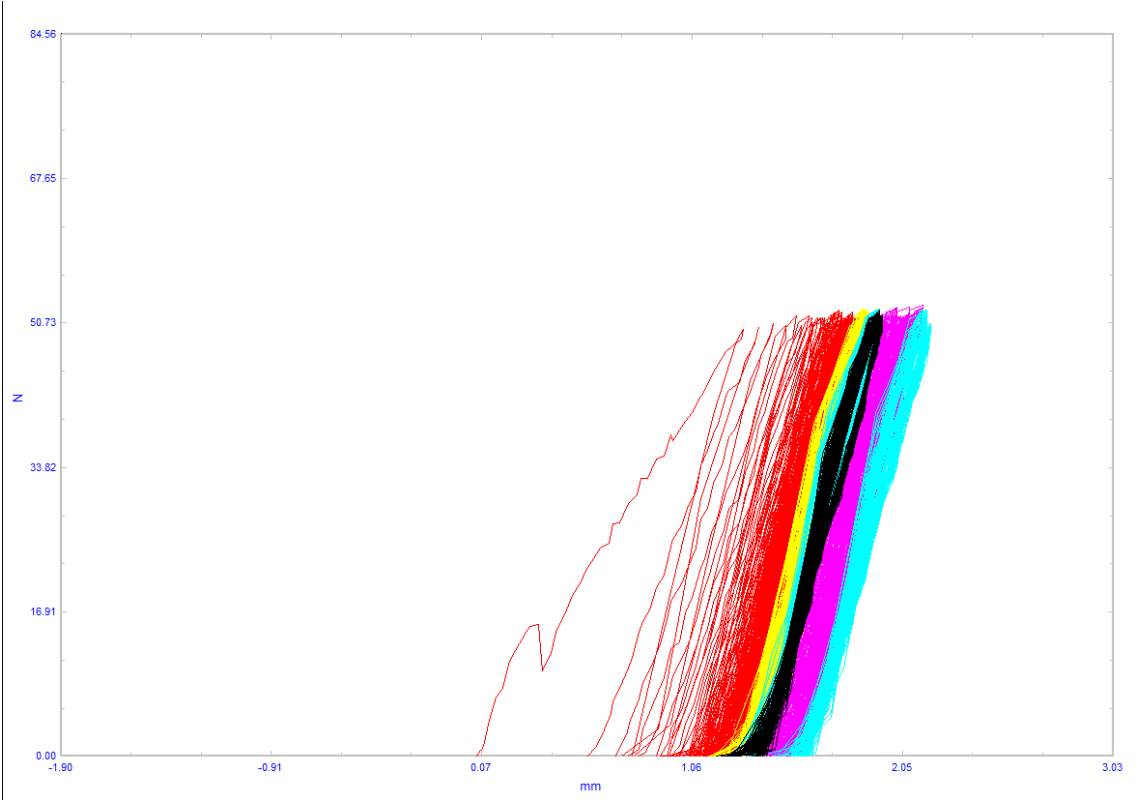
Gràfiques de l'espècimen 5 en les proves de la tècnica bicortical per càrregues cícliques i càrrega fins la fallada del muntatge.



Detall del moment de la resolució del muntatge després del test de càrrega fins a la fallada amb la tècnica bicortical en l'espècimen 5.

Espècimen 6:

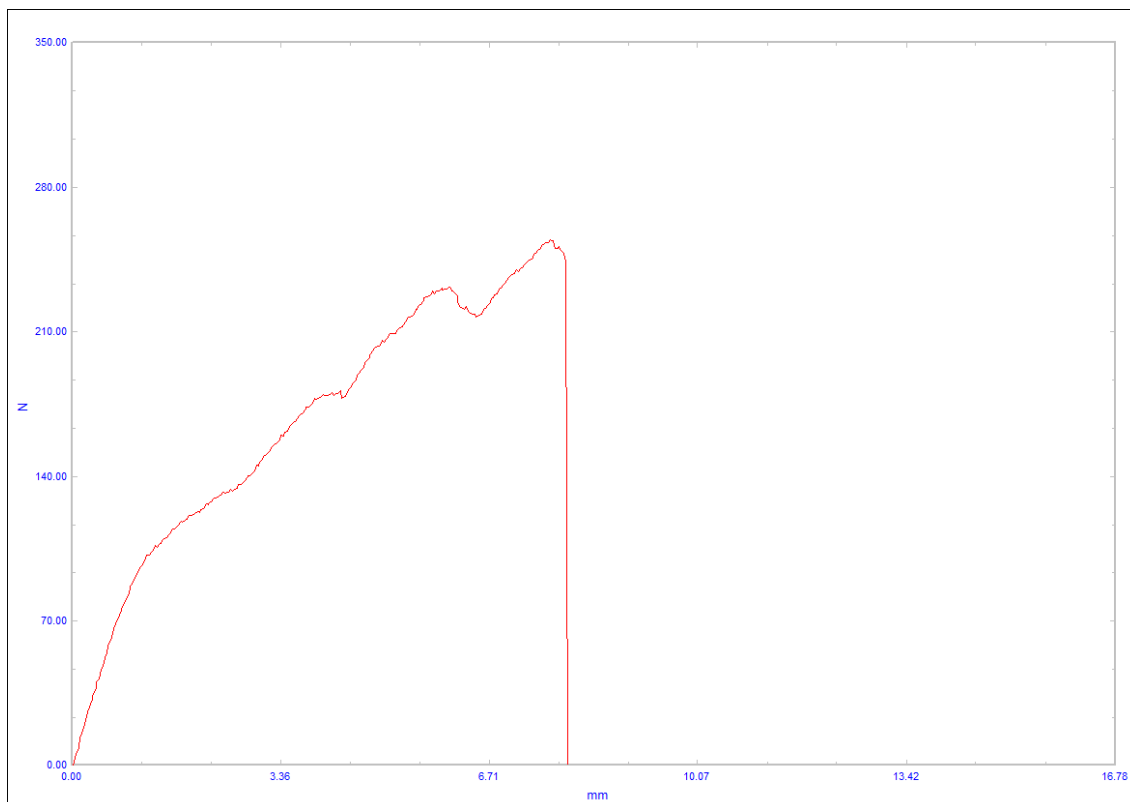
	Mostra 1	Mostra 2	Mostra 3	Mostra 4	Mostra 5
Max.:	52,2	52,39	52,79	52,39	52,2
Min.:	-45	-45	-45	-45,8	-45
Mitja:	-28,9	-30,2	-31	-30,9	-30,8



- radi 6 100 c bicortical
- radi 6 200 c bicortical
- radi 6 300 c bicortical
- radi 6 400 c bicortical
- radi 6 500 c bicortical

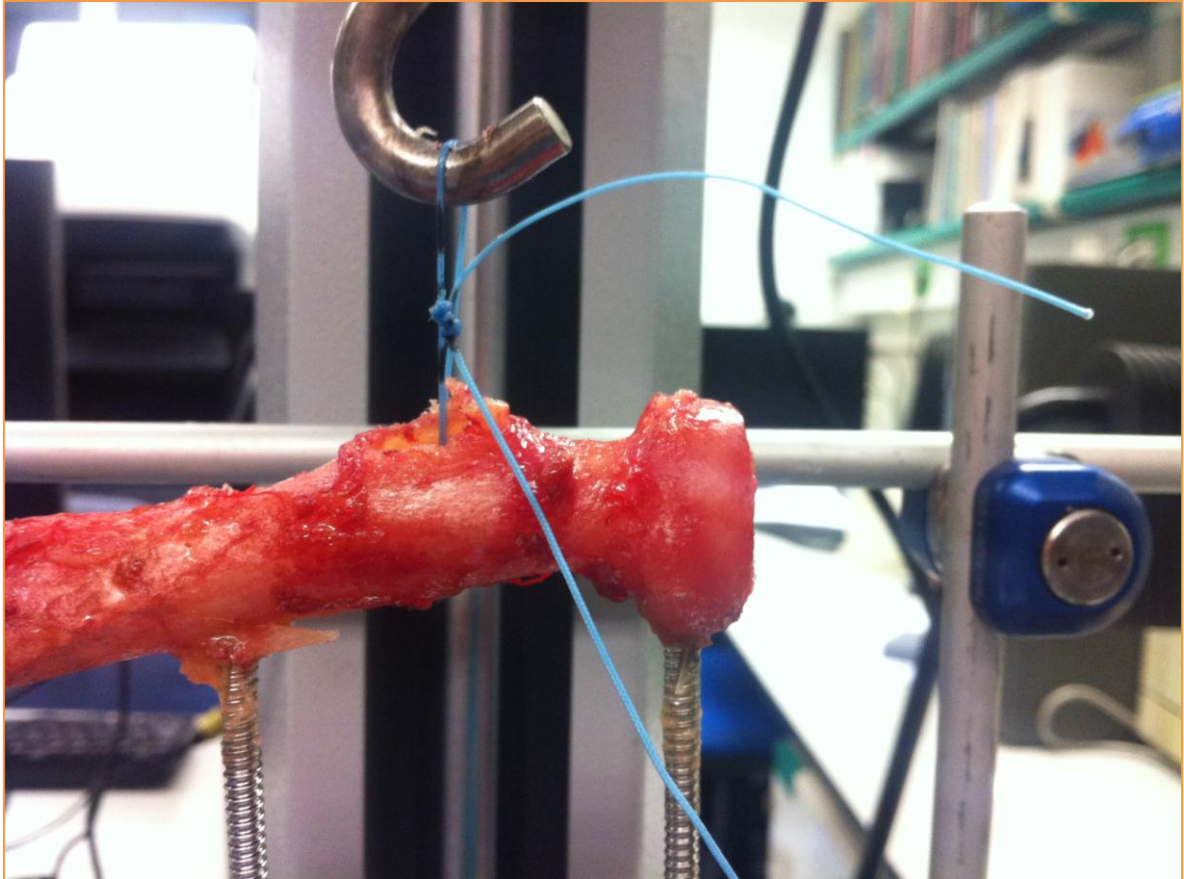
Max.: 254,59
Min.: -25,81
Mitja: 98,7

Mostra 1



_____ radi 6 prova de càrrega fins la fallada ("load to failure") bicortical (arrencament dels pins)

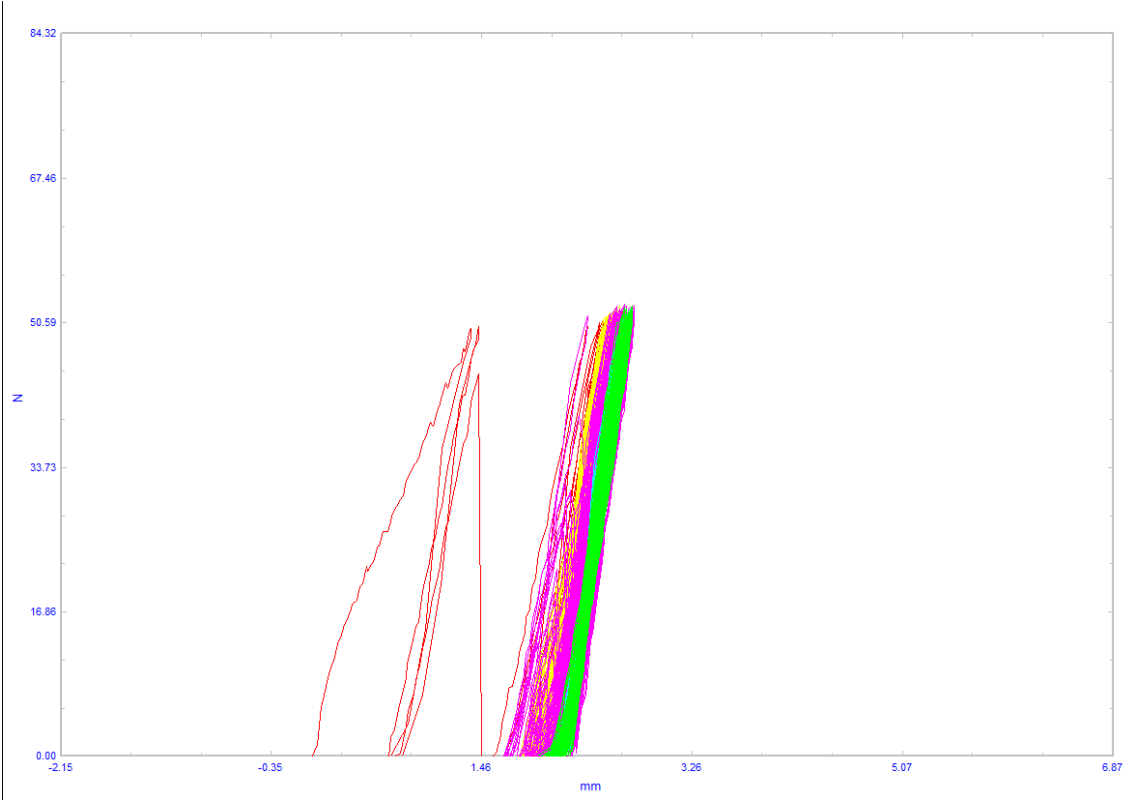
Gràfiques de l'espècimen 6 en les proves de la tècnica bicortical per càrregues cícliques i càrrega fins la fallada del muntatge.



Detall del moment de la resolució del muntatge després del test de càrrega fins a la fallada amb la tècnica bicortical en l'espècimen 6 (arrencament dels pins del fixador extern) .

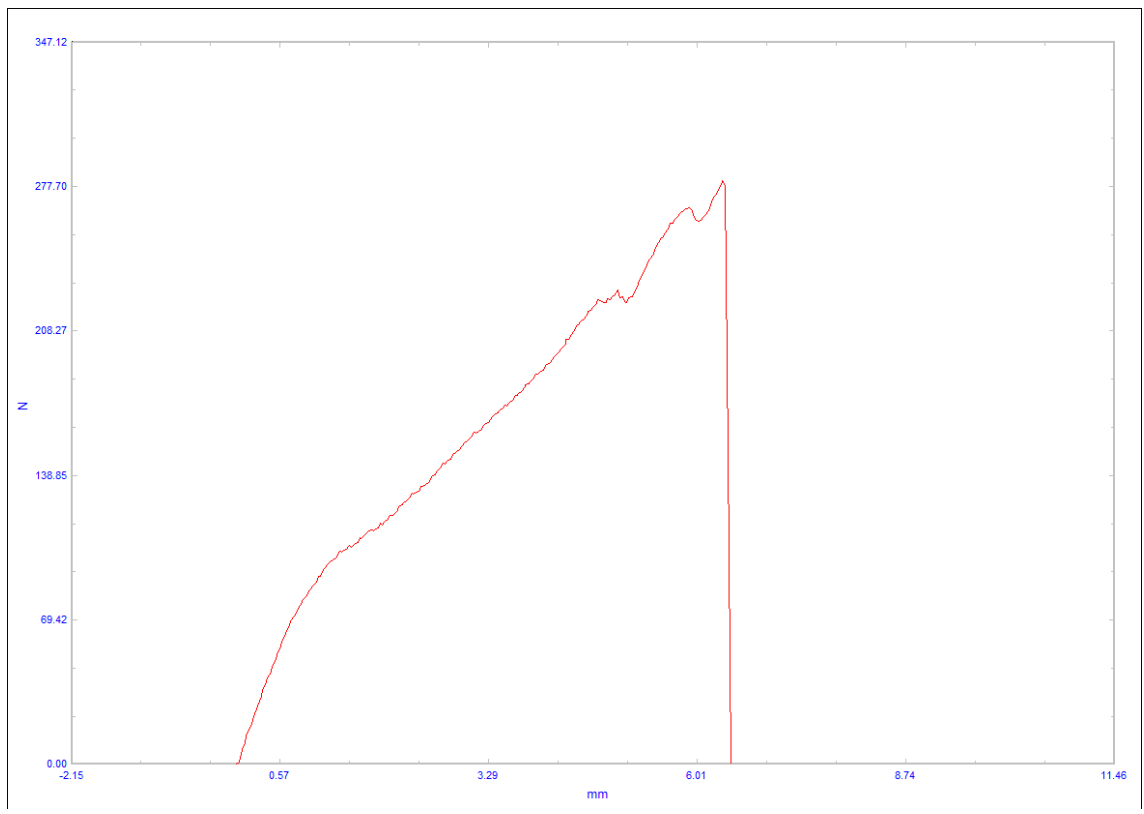
Espècimen 7:

	Mostra 1	Mostra 2	Mostra 3	Mostra 4	Mostra 5
Max.:	52,39	52,6	52,79	52,39	52,6
Min.:	-20,61	-20,61	-20,61	-20,61	-20,61
Mitja:	-13,1	-13	-12,9	-13,5	-13,6



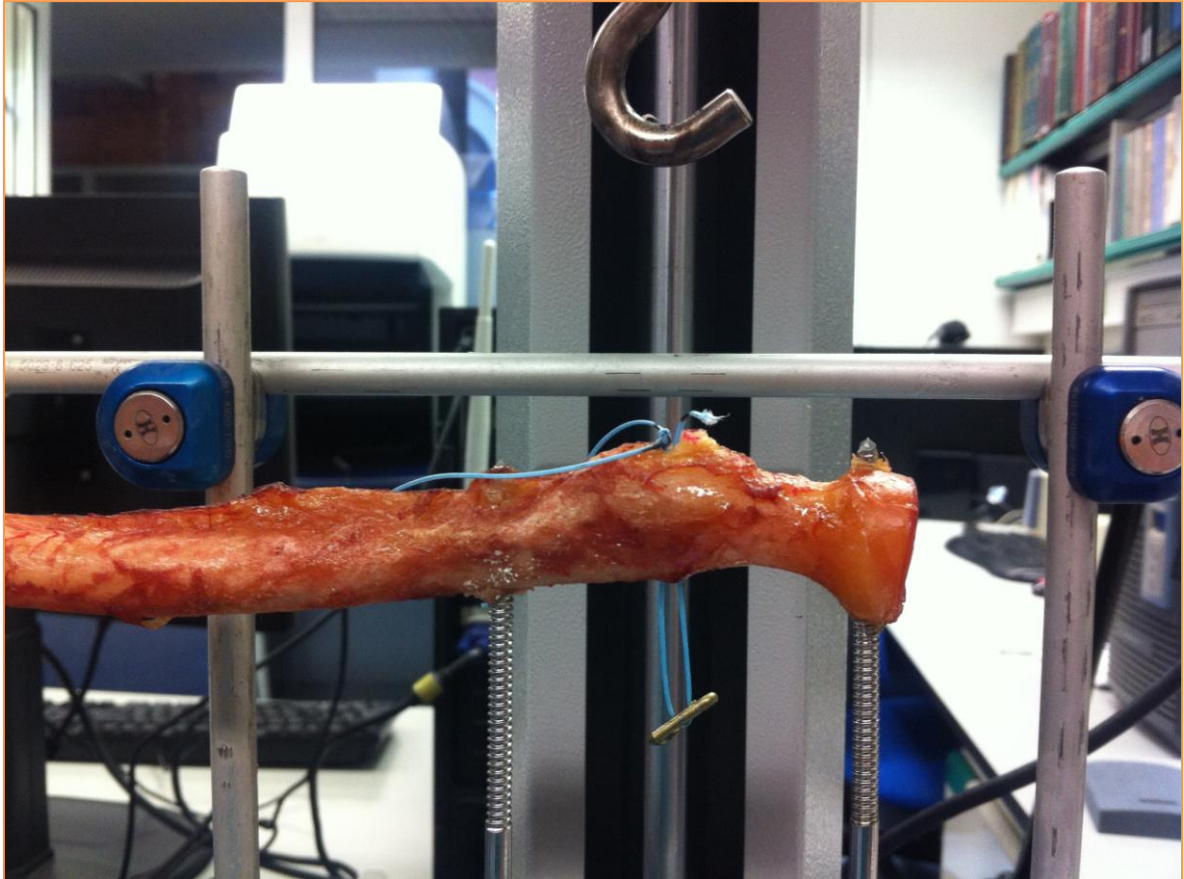
- radi 7 100 c bicortical
- radi 7 200 c bicortical
- radi 7 300 c bicortical
- radi 7 400 c bicortical
- radi 7 500 c bicortical

Mostra 1
Max.: 280,6
Min.: -27,61
Mitja: 91,6



radi 7 prova de càrrega fins la fallada ("load to failure") bicortical

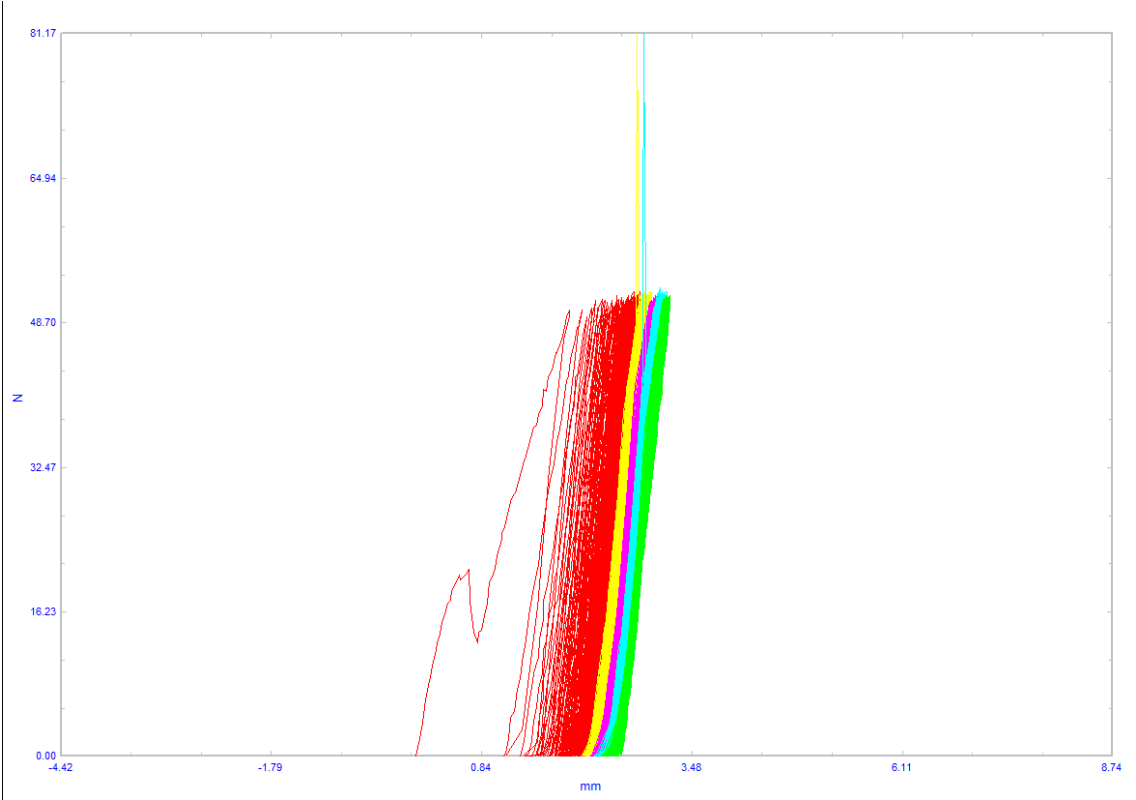
Gràfiques de l'espècimen 7 en les proves de la tècnica bicortical per càrregues cíclics i càrrega fins la fallada del muntatge.



Detall del moment de la resolució del muntatge després del test de càrrega fins a la fallada amb la tècnica bicortical en l'espècimen 7.

Espècimen 8:

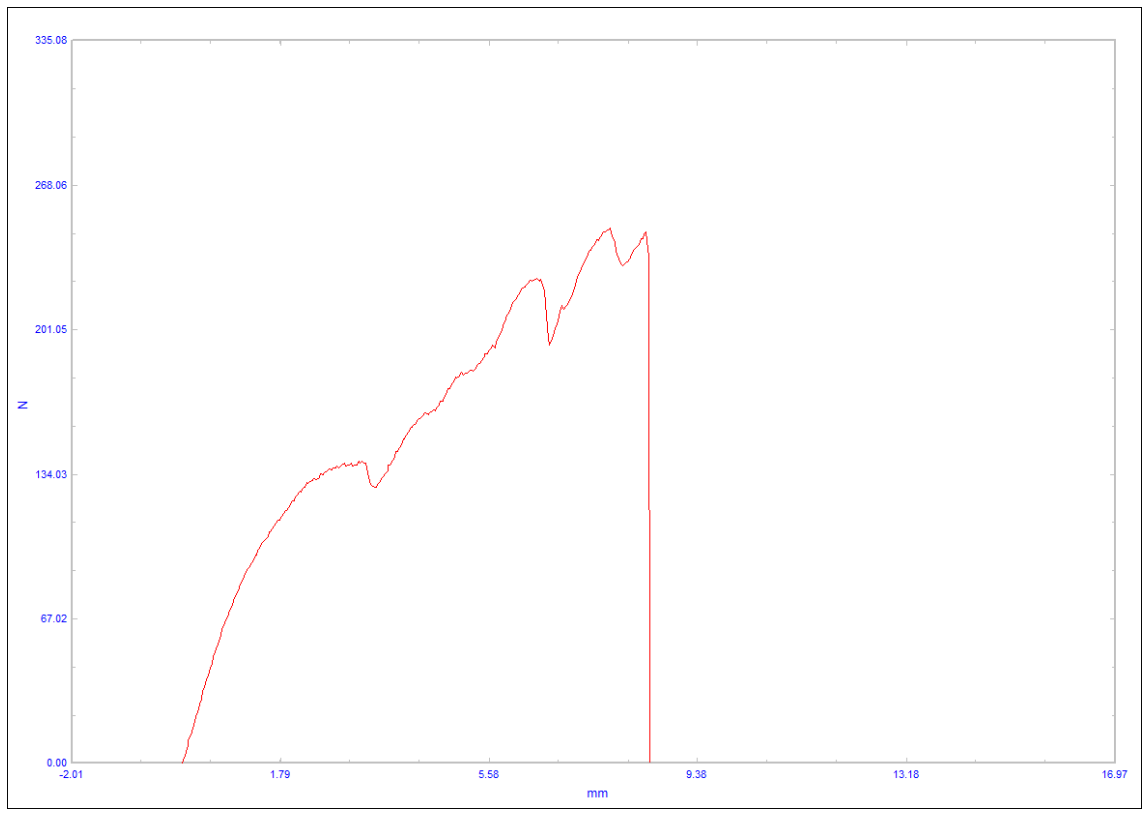
	Mostra 1	Mostra 2	Mostra 3	Mostra 4	Mostra 5
Max.:	52,2	339,49	51,79	331,2	51,79
Min.:	-23,81	-23,81	-23,61	-23,61	-23,61
Mitja:	-14,9	-15,7	-16	-16,1	-16,3



- radi 8 100 c bicortical
- radi 8 200 c bicortical
- radi 8 300 c bicortical
- radi 8 400 c bicortical
- radi 8 500 c bicortical

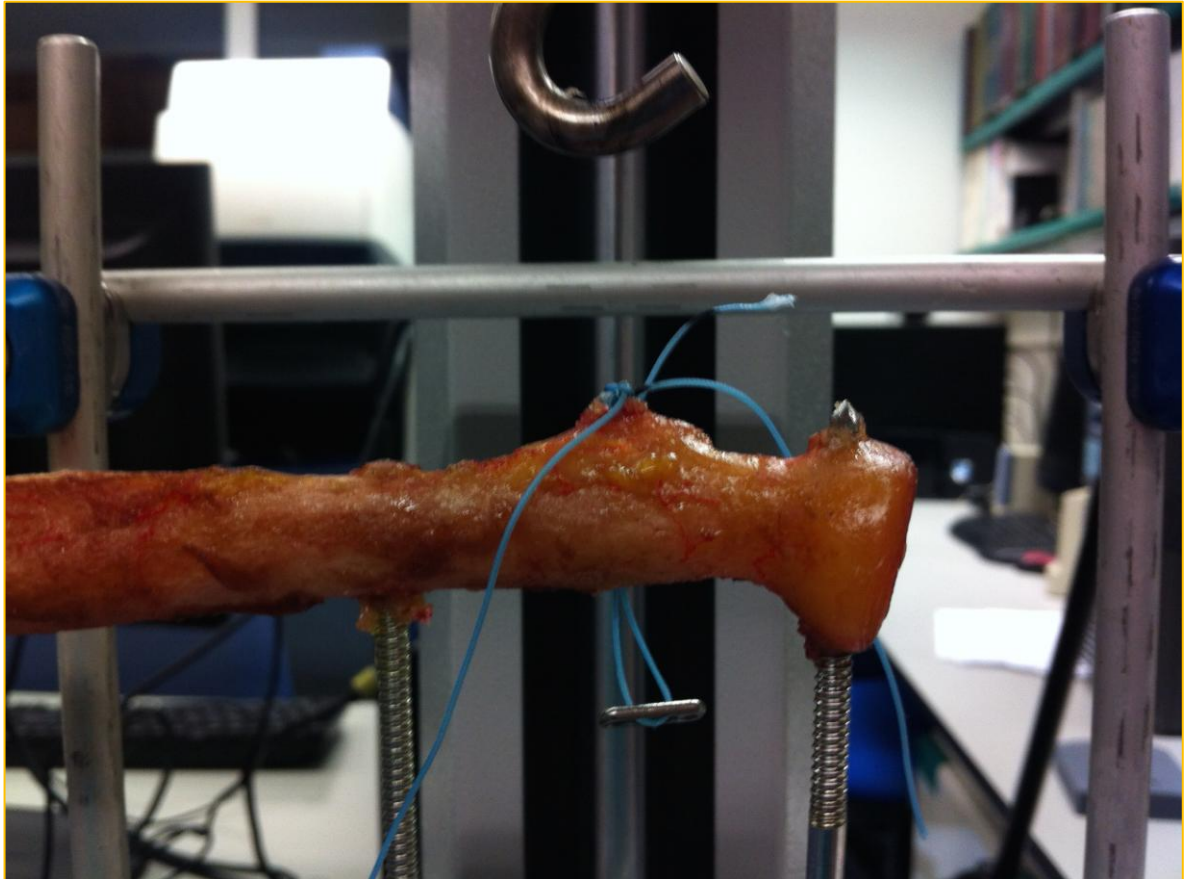
Max.:
Min.:
Mitja:

Mostra 1
248,4
-30
113



_____ radi 8 prova de càrrega fins la fallada (“load to failure”) bicortical

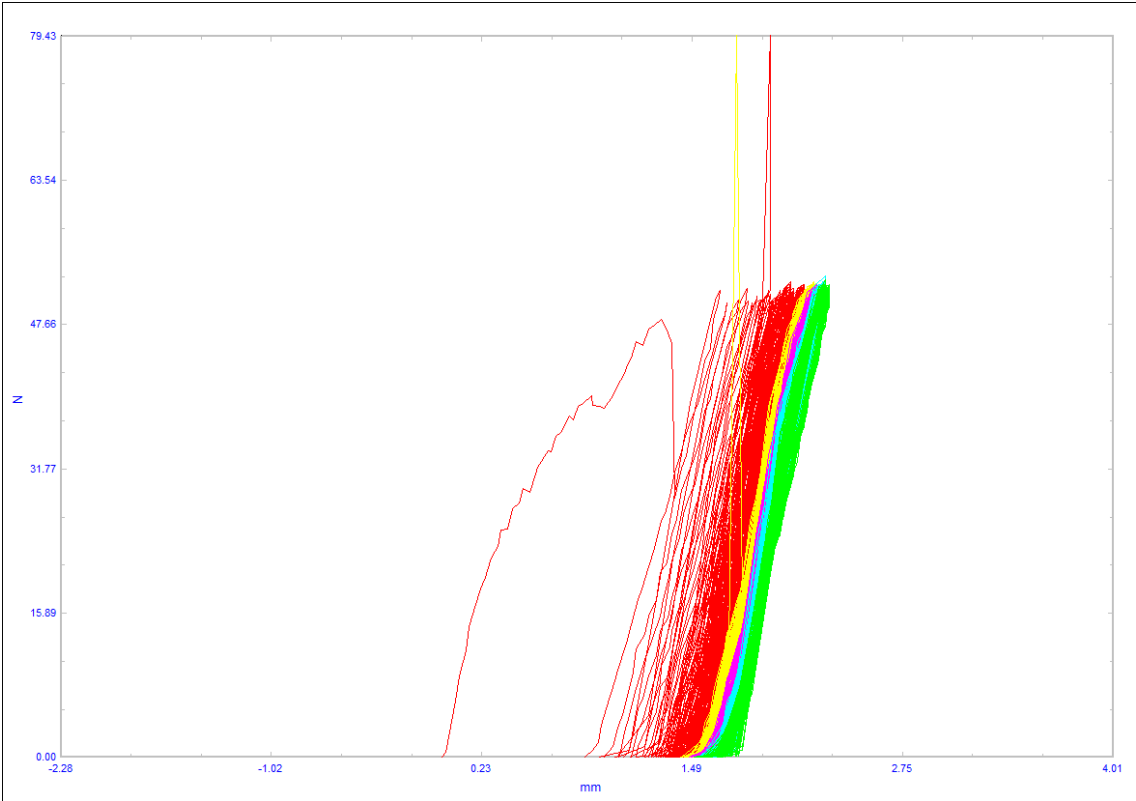
Gràfiques de l'espècimen 8 en les proves de la tècnica bicortical per càrregues cíclics i càrrega fins la fallada del muntatge.



Detall del moment de la resolució del muntatge després del test de càrrega fins a la fallada amb la tècnica bicortical en l'espècimen 8.

Espècimen 9:

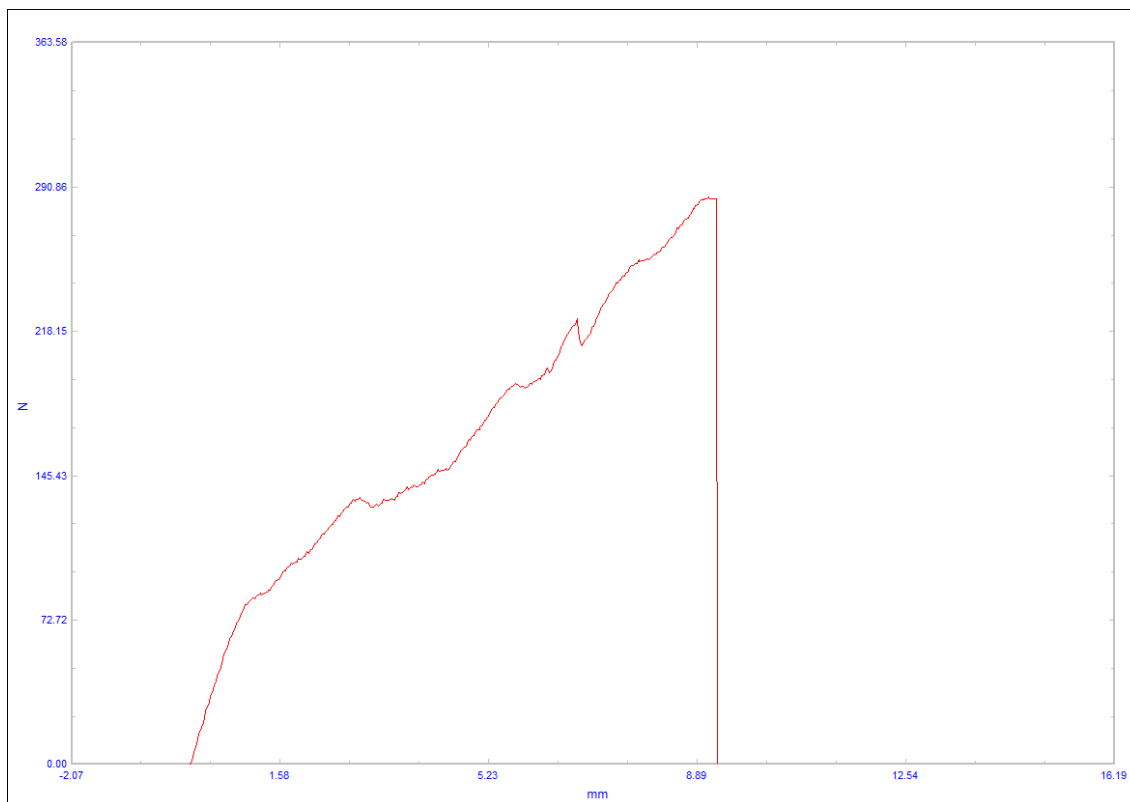
	Mostra 1	Mostra 2	Mostra 3	Mostra 4	Mostra 5
Max.:	449,88	113,82	52	53	52,6
Min.:	-25,61	-25,61	-25,61	-25,61	-25,81
Mitja:	-15,9	-16,5	-16,9	-16,9	-17



- radi 9 100 c bicortical
- radi 9 200 c bicortical
- radi 9 300 c bicortical
- radi 9 400 c bicortical
- radi 9 500 c bicortical

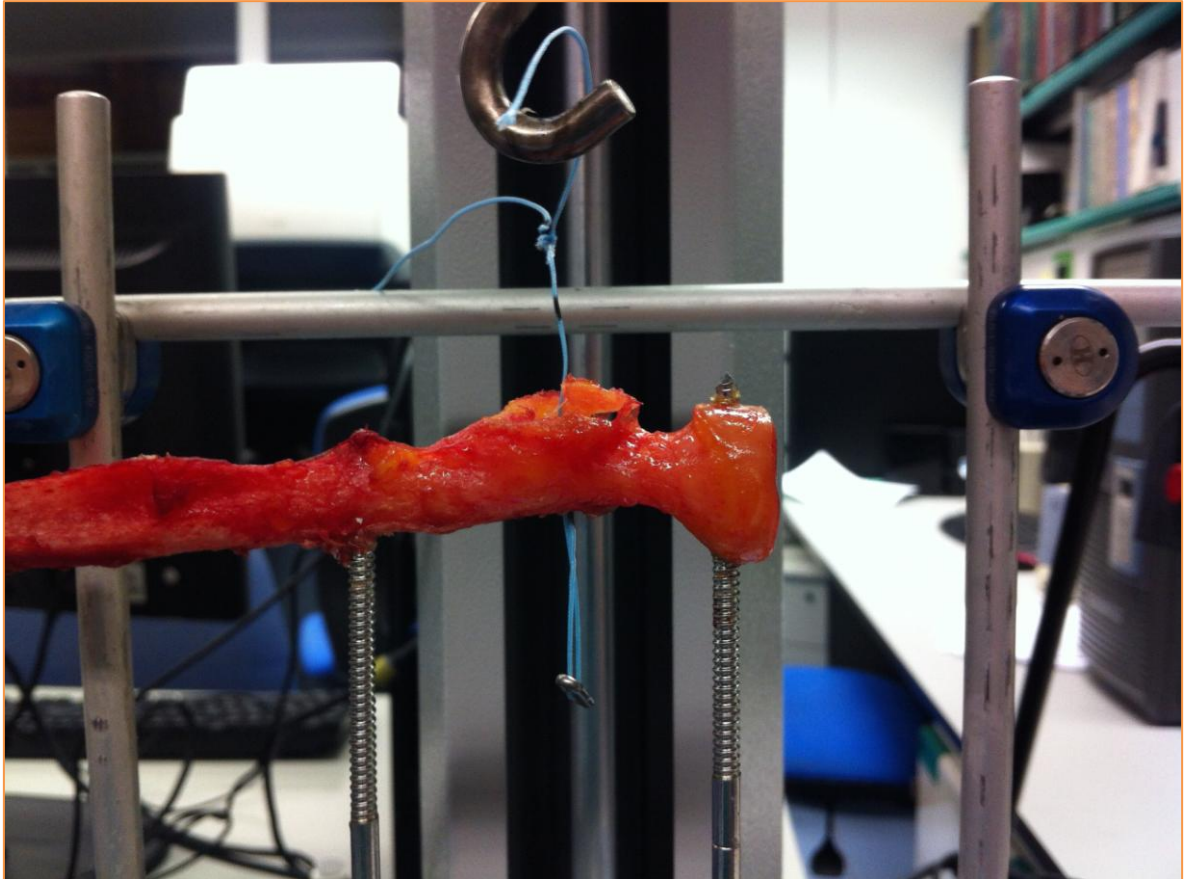
Max.:
Min.:
Mitja:

Mostra 1
286,19
-29,61
117,8



_____ radi 9 prova de càrrega fins la fallada (“load to failure”) bicortical

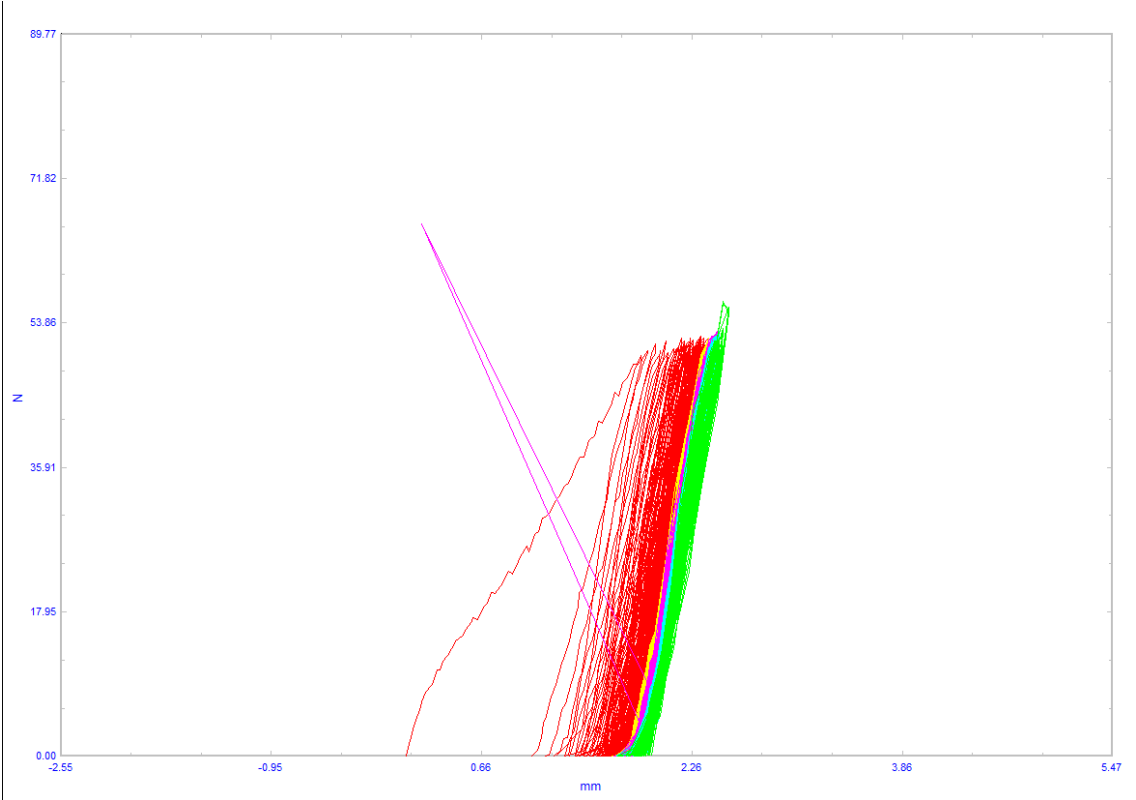
Gràfiques de l'espècimen 9 en les proves de la tècnica bicortical per càrregues cícliques i càrrega fins la fallada del muntatge.



Detall del moment de la resolució del muntatge després del test de càrrega fins a la fallada amb la tècnica bicortical en l'espècimen 9.

Espècimen 10:

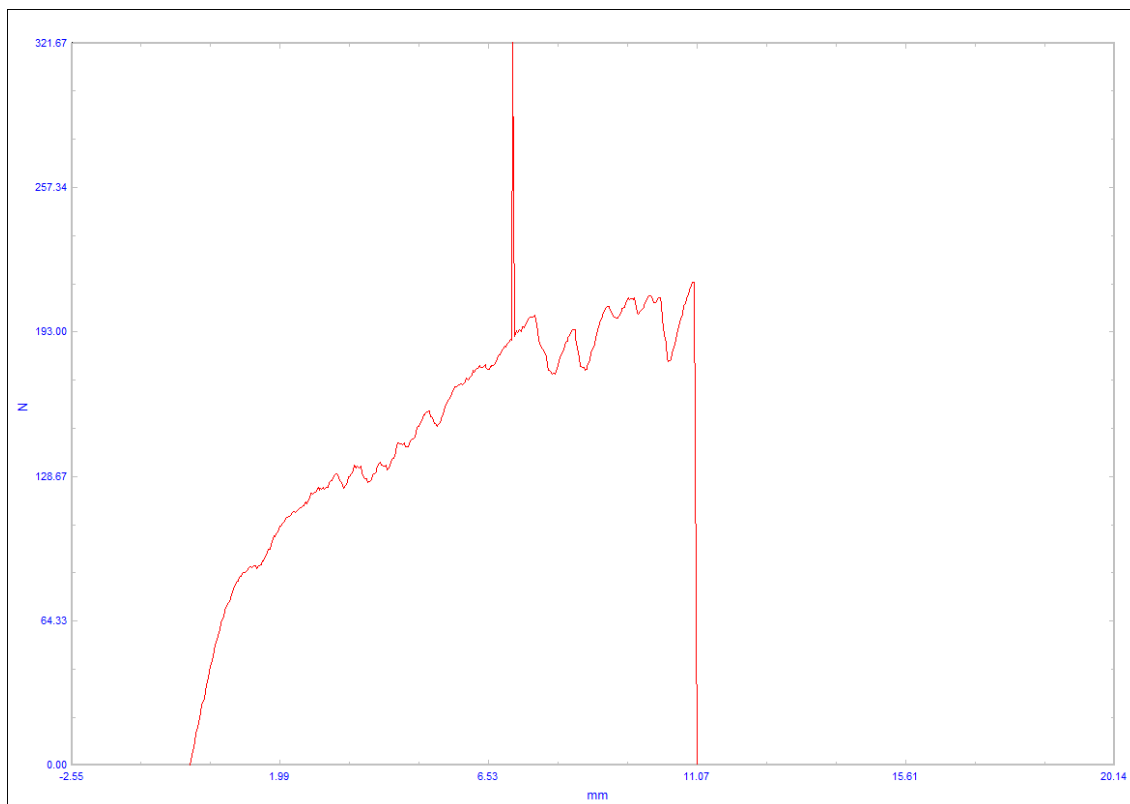
	Mostra 1	Mostra 2	Mostra 3	Mostra 4	Mostra 5
Max.:	52,2	52	66,2	52,79	56,6
Min.:	-26,4	-26,4	-26,4	-26,4	-26,4
Mitja:	-17,1	-17,9	-18	-18,1	-18,3



- radi 10 100 c bicortical
- radi 10 200 c bicortical
- radi 10 300 c bicortical
- radi 10 400 c bicortical
- radi 10 500 c bicortical

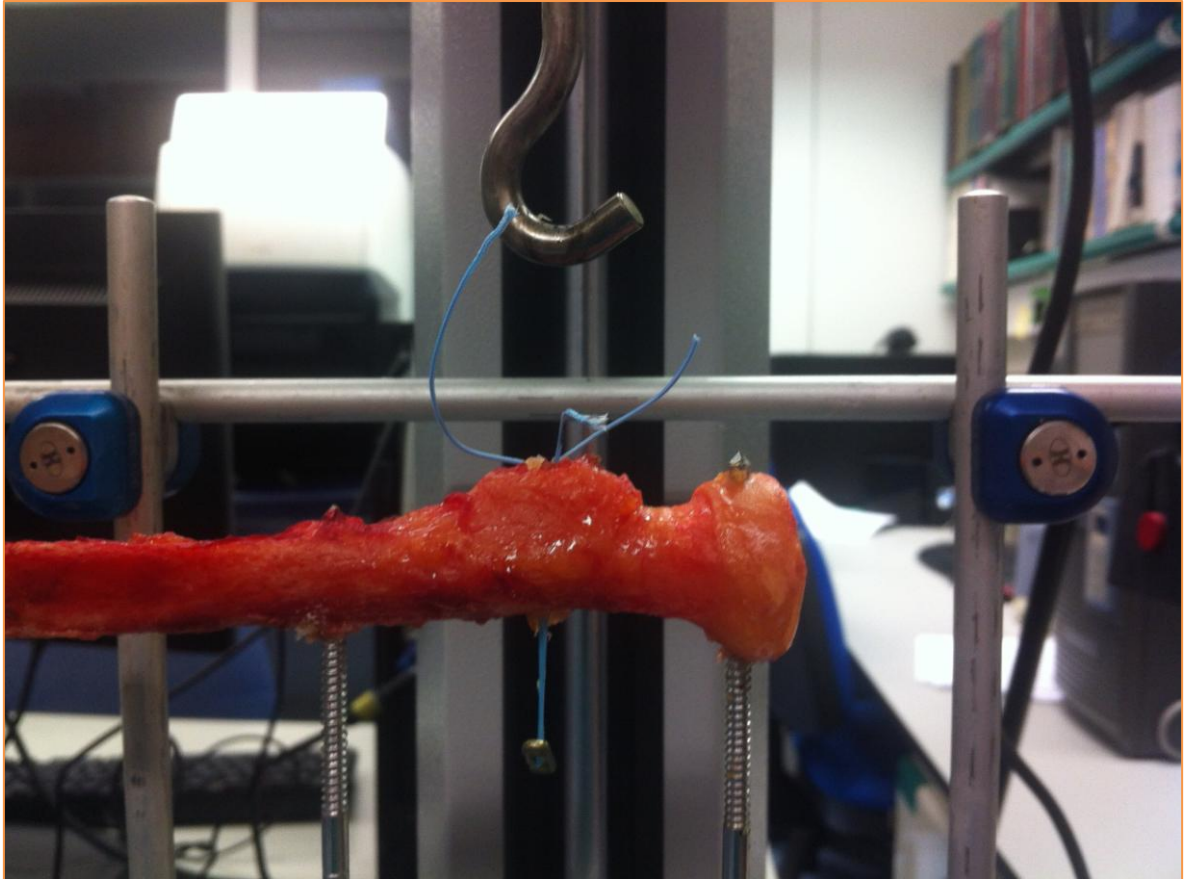
Max.:
Min.:
Mitja:

Mostra 1
1190,9
-37
113,8



_____ radi 10 prova de càrrega fins la fallada (“load to failure”) bicortical

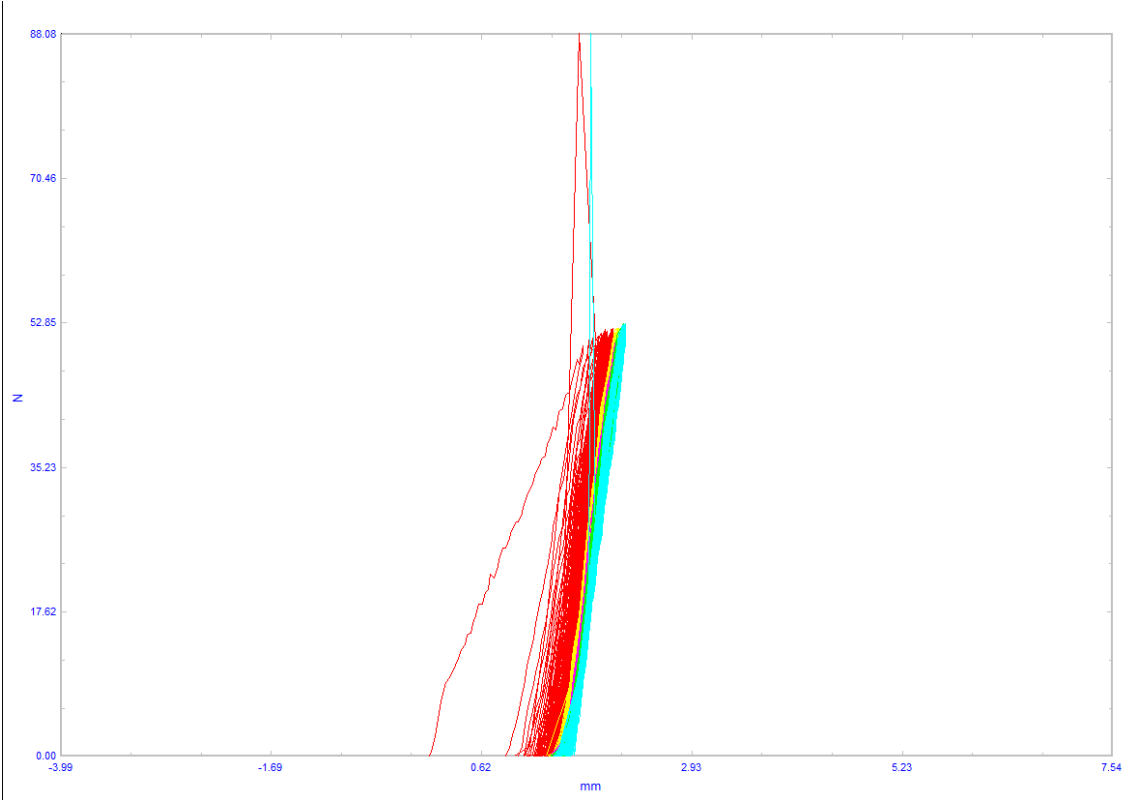
Gràfiques de l'espècimen 10 en les proves de la tècnica bicortical per càrregues cíclics i càrrega fins la fallada del muntatge.



Detall del moment de la resolució del muntatge després del test de càrrega fins a la fallada amb la tècnica bicortical en l'espècimen 10.

Espècimen 11:

	Mostra 1	Mostra 2	Mostra 3	Mostra 4	Mostra 5
Max.:	335,05	52,2	51,39	52,79	119,68
Min.:	-21,81	-21,81	-21,81	-21,81	-21,81
Mitja:	-12,1	-12,8	-13,1	-13,1	-13,1



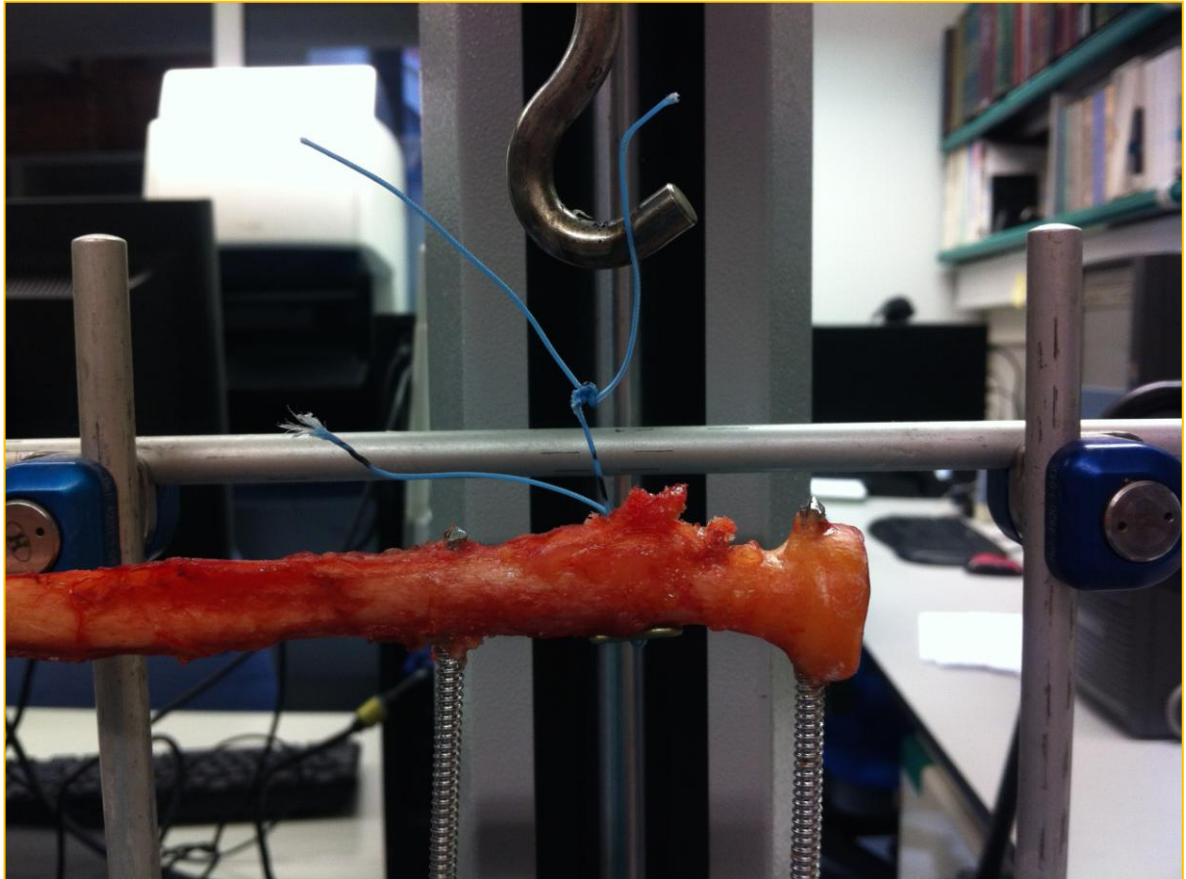
- radi 11 100 c bicortical
- radi 11 200 c bicortical
- radi 11 300 c bicortical
- radi 11 400 c bicortical
- radi 11 500 c bicortical

Mostra 1
Max.: 219,19
Min.: -32,8
Mitja: 105,1



radi 11 prova de càrrega fins la fallada ("load to failure") bicortical

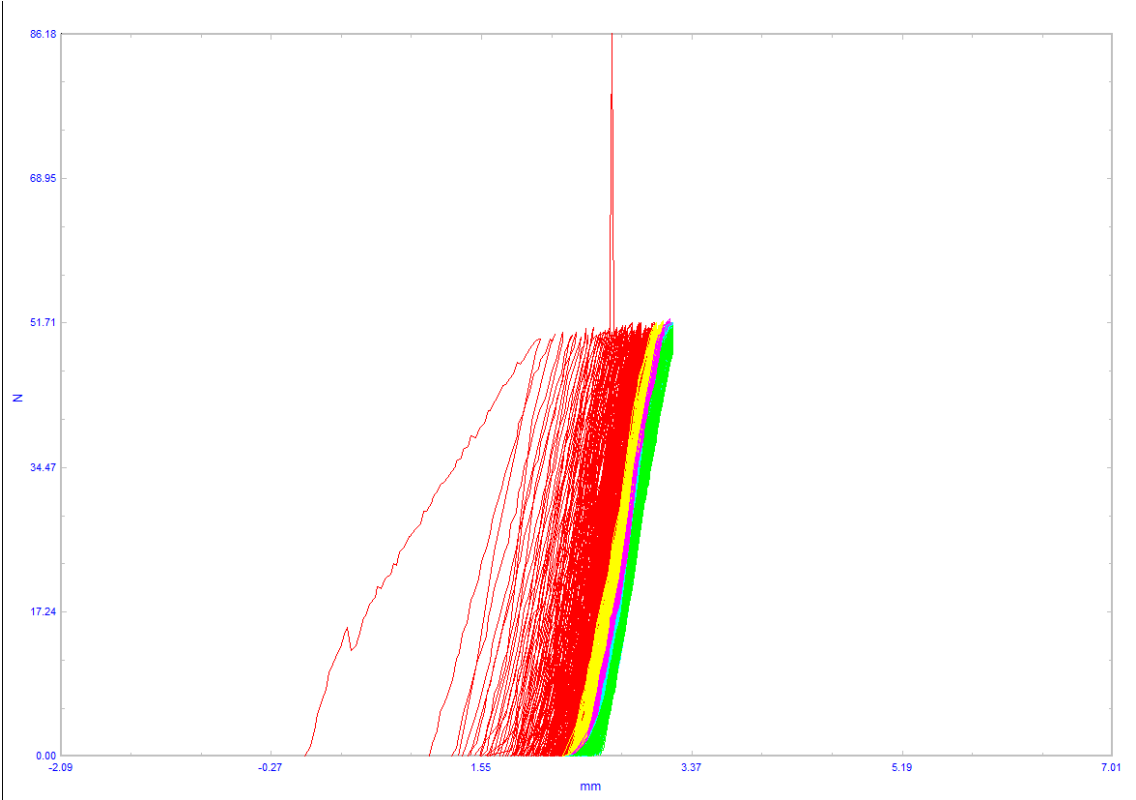
Gràfiques de l'espècimen 11 en les proves de la tècnica bicortical per càrregues cíclics i càrrega fins la fallada del muntatge.



Detall del moment de la resolució del muntatge després del test de càrrega fins a la fallada amb la tècnica bicortical en l'espècimen 11.

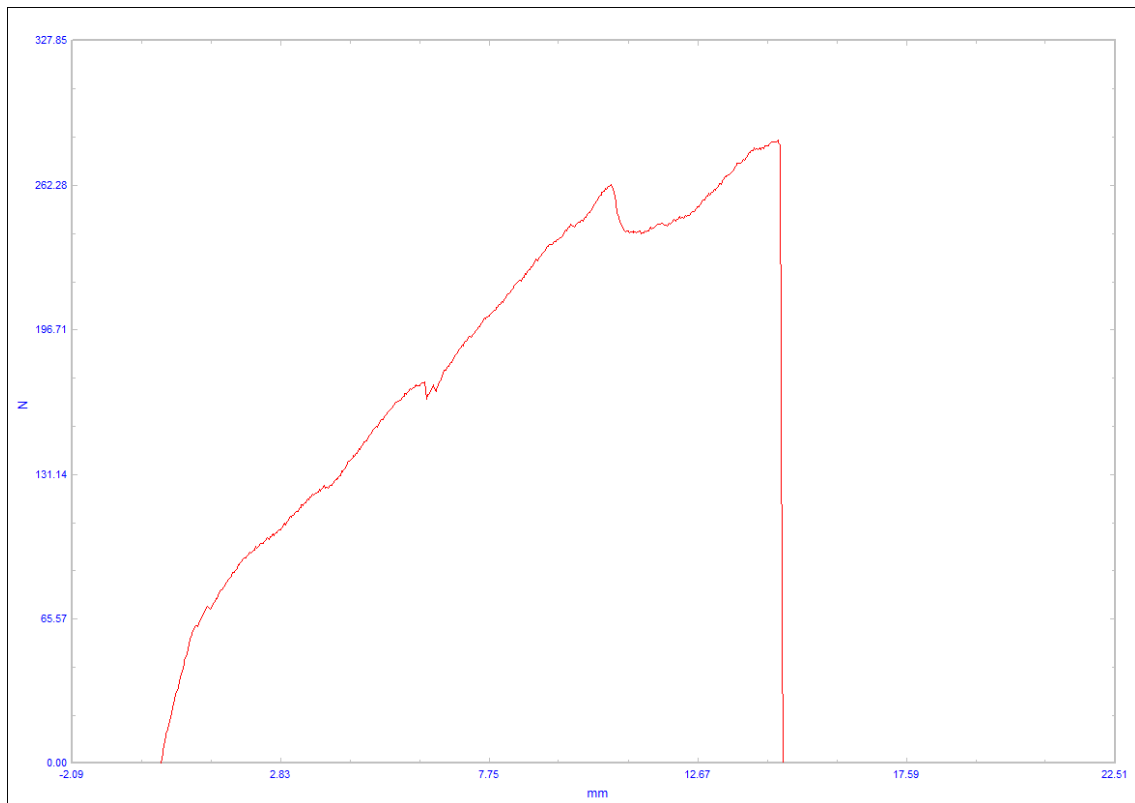
Espècimen 12:

	Mostra 1	Mostra 2	Mostra 3	Mostra 4	Mostra 5
Max.:	331,41	52	52,2	51,79	51,39
Min.:	-25,81	-25,81	-25,81	-25,81	-25,81
Mitja:	-15,6	-16,9	-17,1	-17,3	-17,5



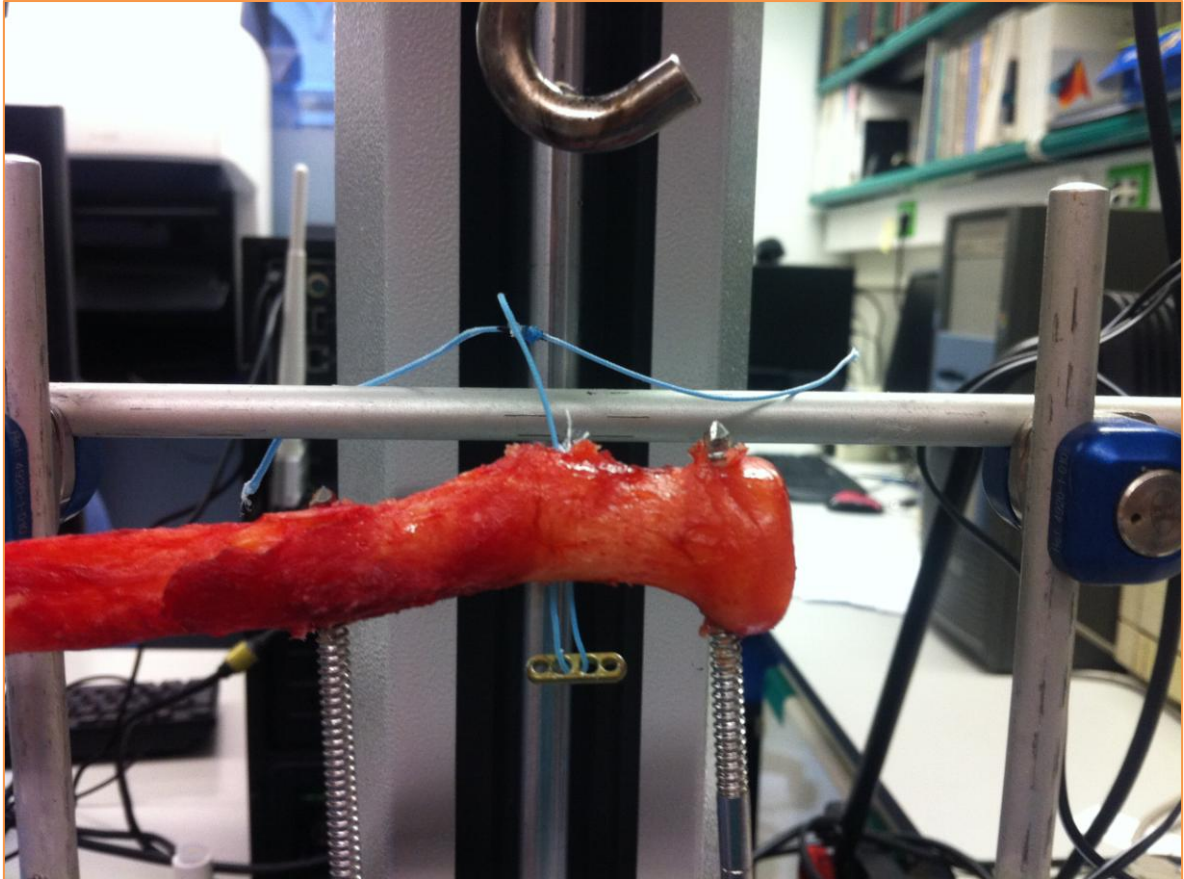
- radi 12 100 c bicortical
- radi 12 200 c bicortical
- radi 12 300 c bicortical
- radi 12 400 c bicortical
- radi 12 500 c bicortical

Mostra 1
 Max.: 283
 Min.: -33,8
 Mitja: 132,4



radi 12 prova de càrrega fins la fallada ("load to failure") bicortical

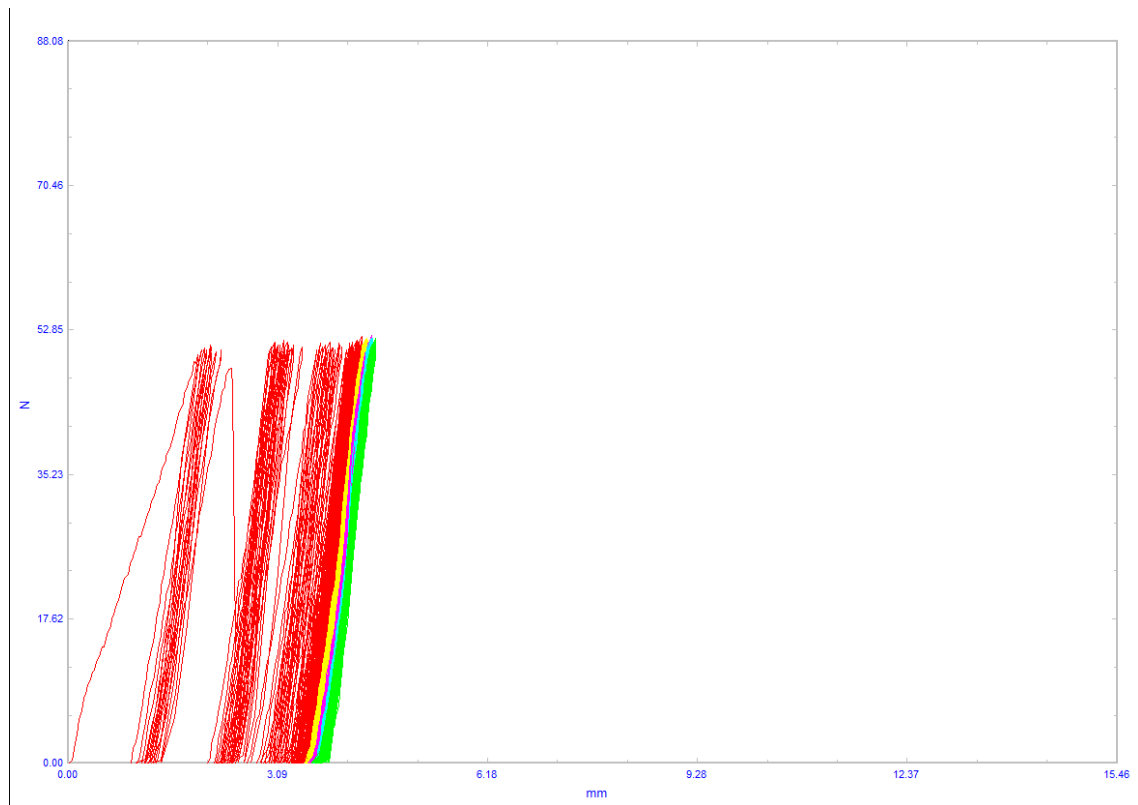
Gràfiques de l'espècimen 12 en les proves de la tècnica bicortical per càrregues cíclics i càrrega fins la fallada del muntatge.



Detall del moment de la resolució del muntatge després del test de càrrega fins a la fallada amb la tècnica bicortical en l'espècimen 12.

Espècimen 13:

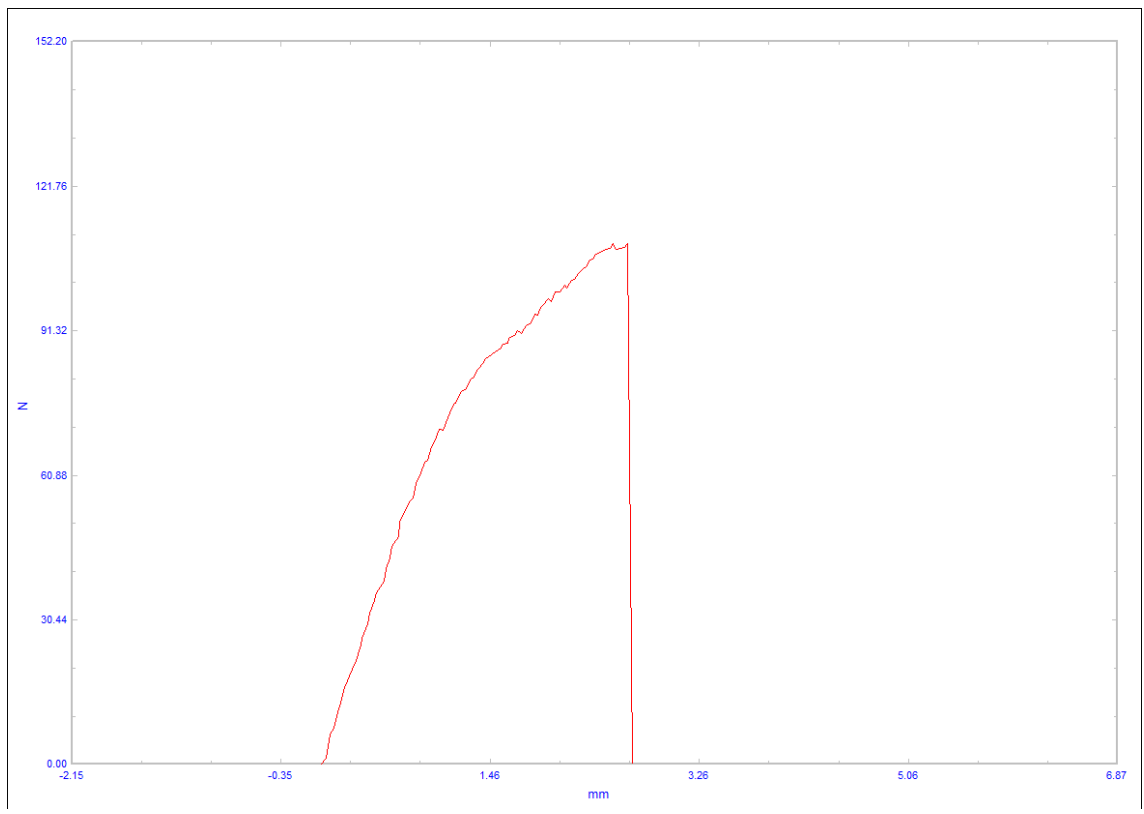
	Mostra 1	Mostra 2	Mostra 3	Mostra 4	Mostra 5
Max.:	52	51,79	52,2	51,79	51,79
Min.:	-18,2	-18,2	-18,2	-18,2	-18,2
Mitja:	-11	-12,1	-12,2	-12,2	-12,3



- radi 13 100 c bicortical
- radi 13 200 c bicortical
- radi 13 300 c bicortical
- radi 13 400 c bicortical
- radi 13 500 c bicortical

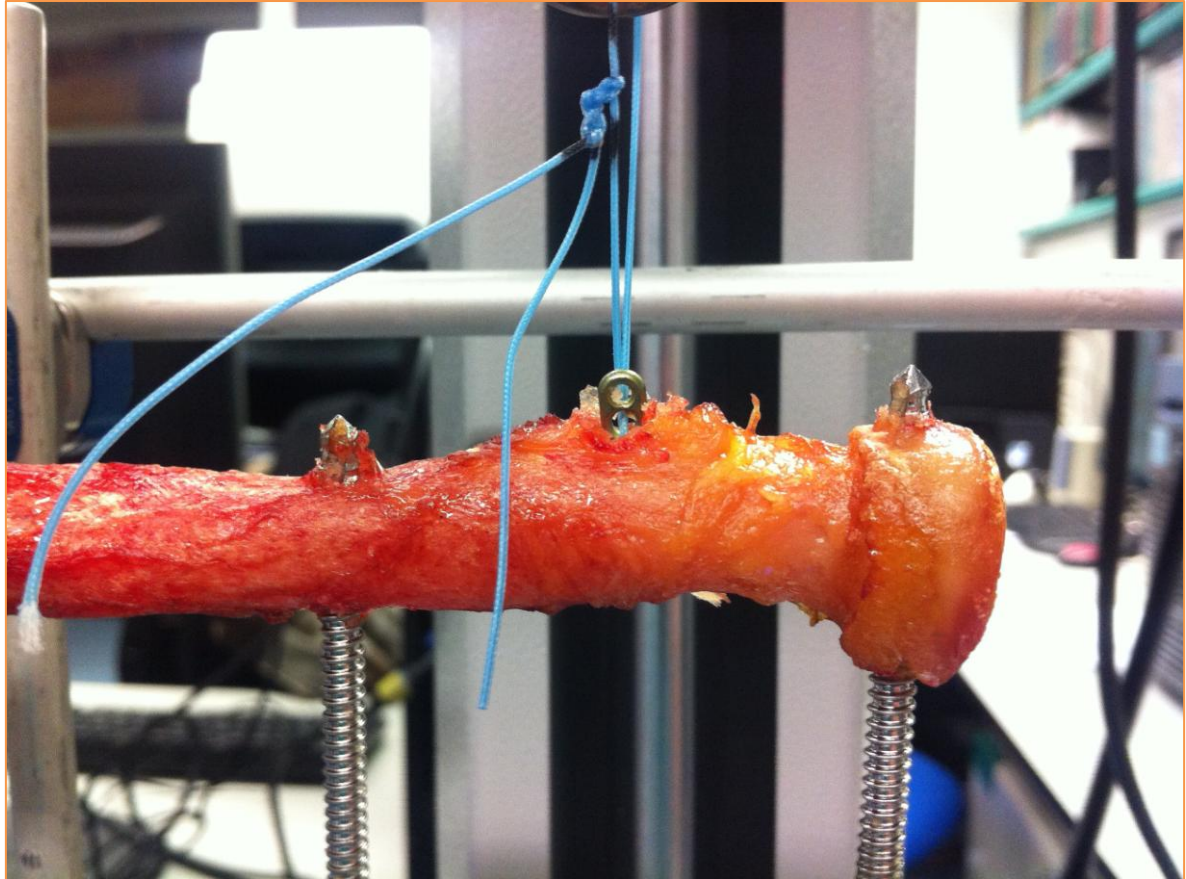
Max.:
Min.:
Mitja:

Mostra 1
109,79
-24,4
-0,5



radi 13 prova de càrrega fins la fallada ("load to failure") bicortical

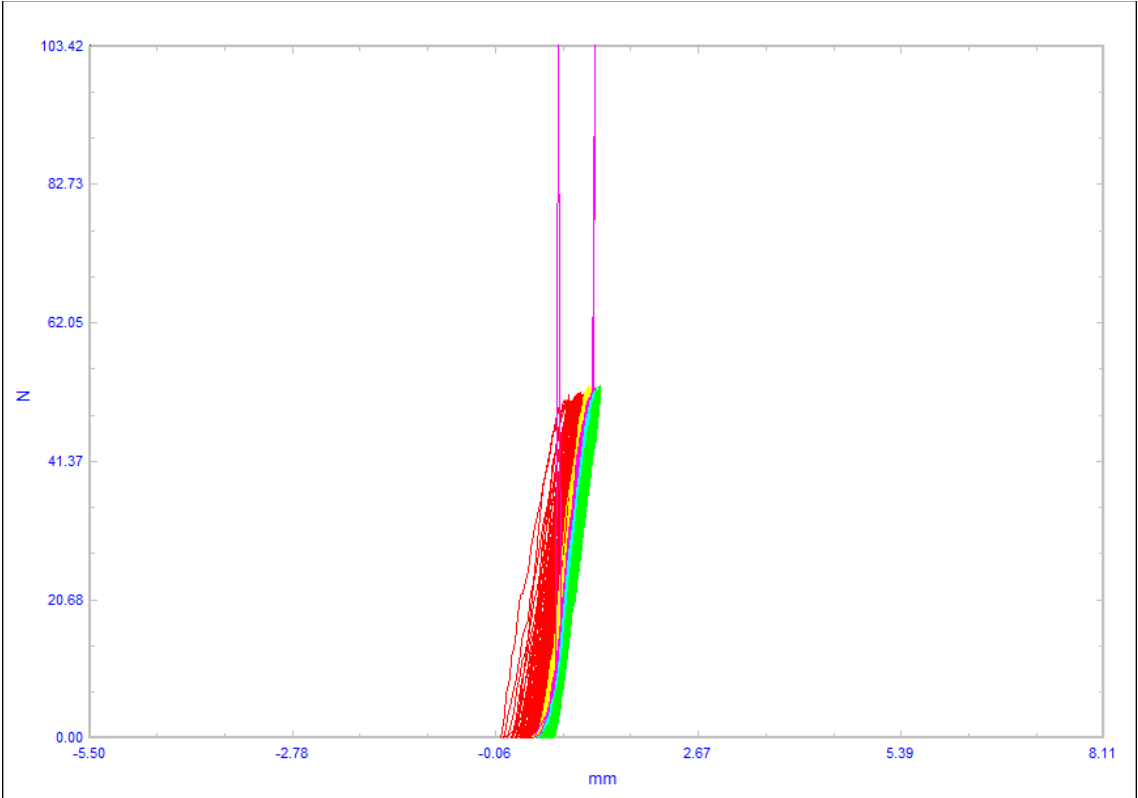
Gràfiques de l'espècimen 13 en les proves de la tècnica bicortical per càrregues cíclics i càrrega fins la fallada del muntatge.



Detall del moment de la resolució del muntatge després del test de càrrega fins a la fallada amb la tècnica bicortical en l'espècimen 13.

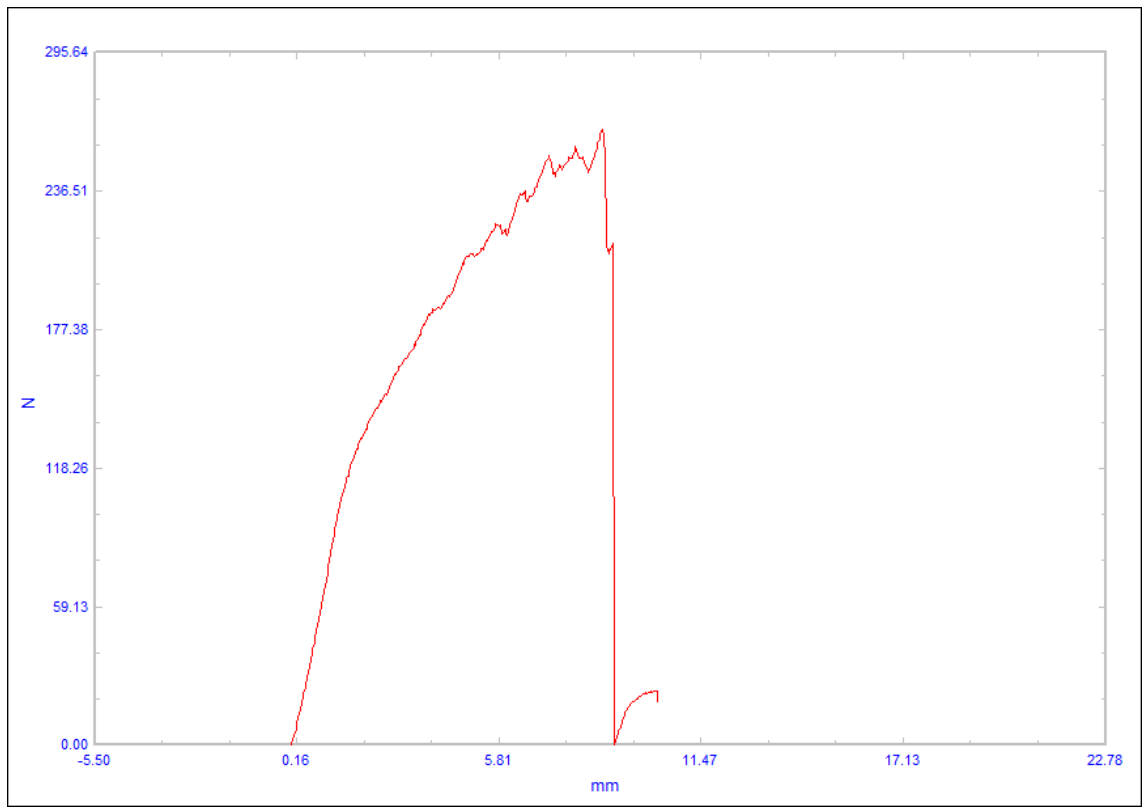
Espècimen 14:

	Mostra 1	Mostra 2	Mostra 3	Mostra 4	Mostra 5
Max.:	52,2	52,6	551	52	52,6
Min.:	-30,61	-30,61	-30,61	-30,61	-30,61
Mitja:	-15,8	-17	-17,2	-17,4	-17,5



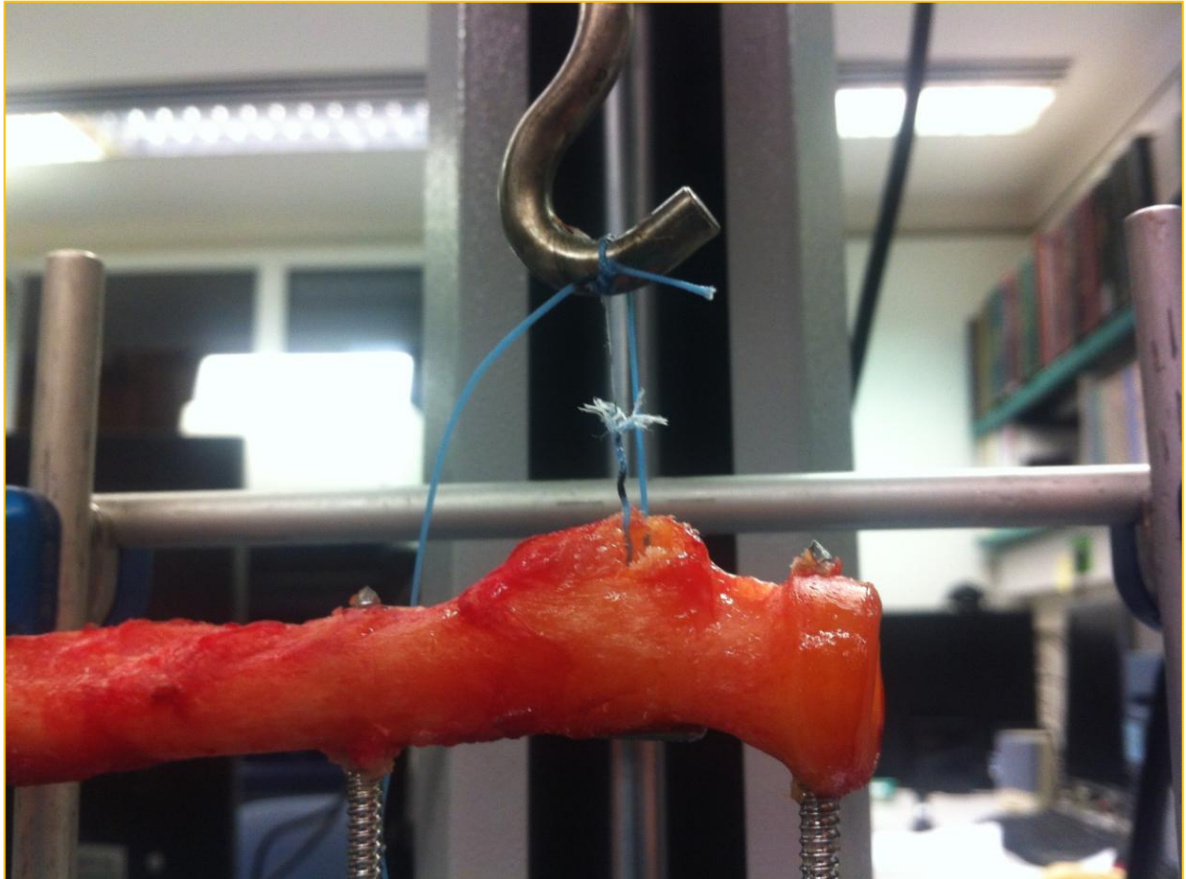
- radi 14 100 c bicortical
- radi 14 200 c bicortical
- radi 14 300 c bicortical
- radi 14 400 c bicortical
- radi 14 500 c bicortical

Mostra 1
Max.: 262,8
Min.: -0,41
Mitja: 119,1



_____ radi 14 prova de càrrega fins la fallada (“load to failure”) bicortical

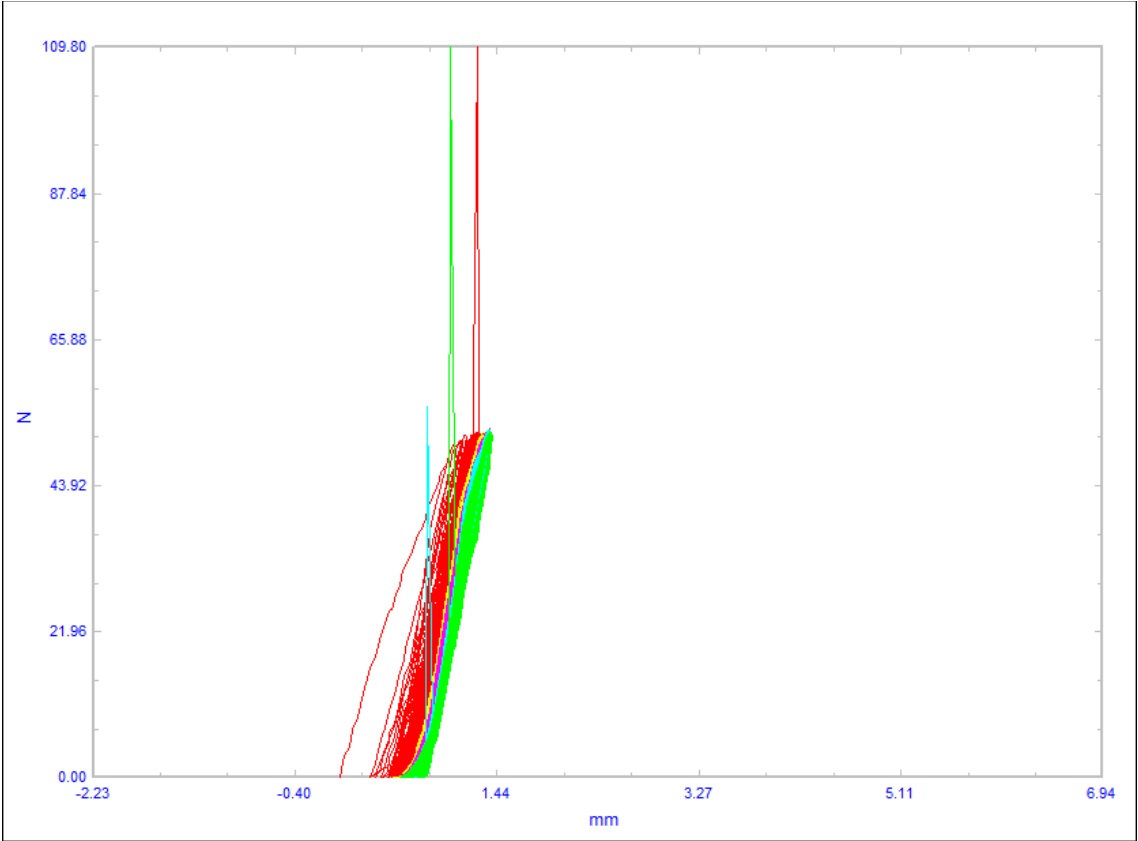
Gràfiques de l'espècimen 14 en les proves de la tècnica bicortical per càrregues cíclics i càrrega fins la fallada del muntatge.



Detall del moment de la resolució del muntatge després del test de càrrega fins a la fallada amb la tècnica bicortical en l'espècimen 14.

Espècimen 15:

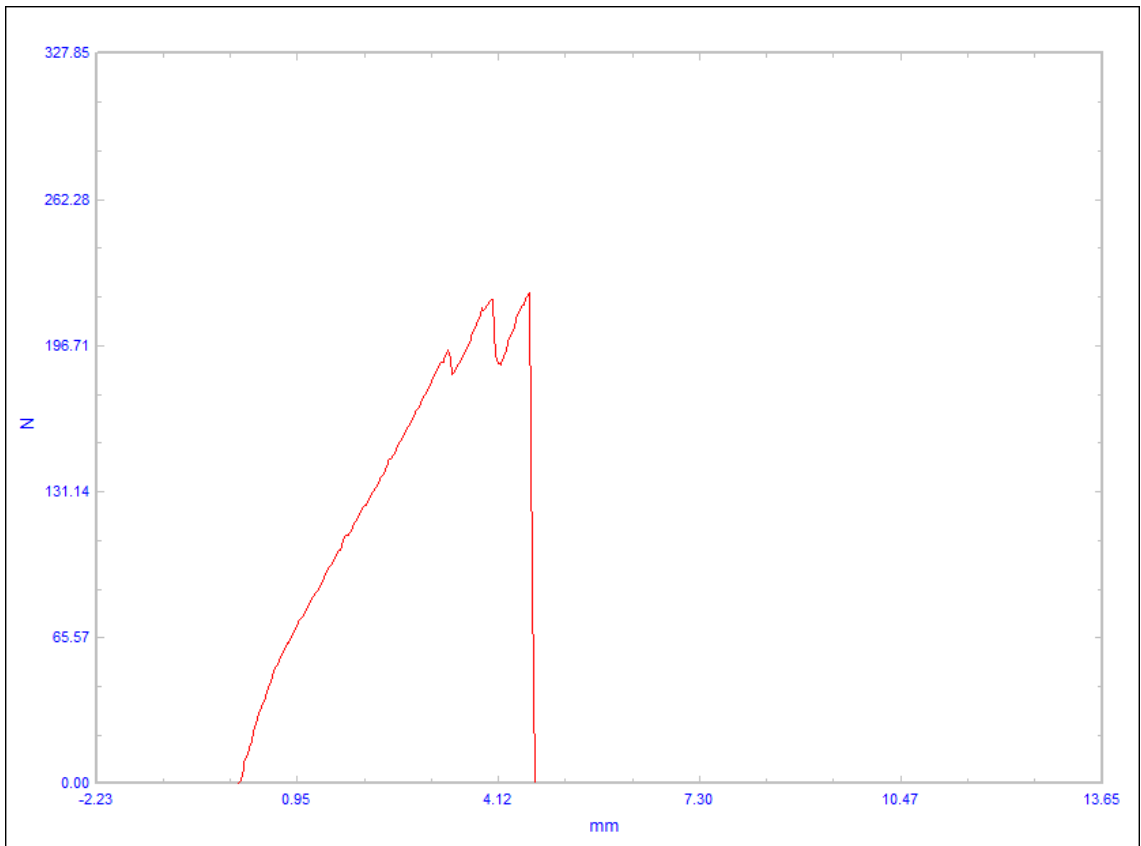
	Mostra 1	Mostra 2	Mostra 3	Mostra 4	Mostra 5
Max.:	446,66	52	52,6	55,79	118,87
Min.:	-27,4	-27,4	-27,4	-27,4	-27,4
Mitja:	-14,4	-15,2	-15,4	-15,6	-15,8



- radi 15 100 c bicortical
- radi 15 200 c bicortical
- radi 15 300 c bicortical
- radi 15 400 c bicortical
- radi 15 500 c bicortical

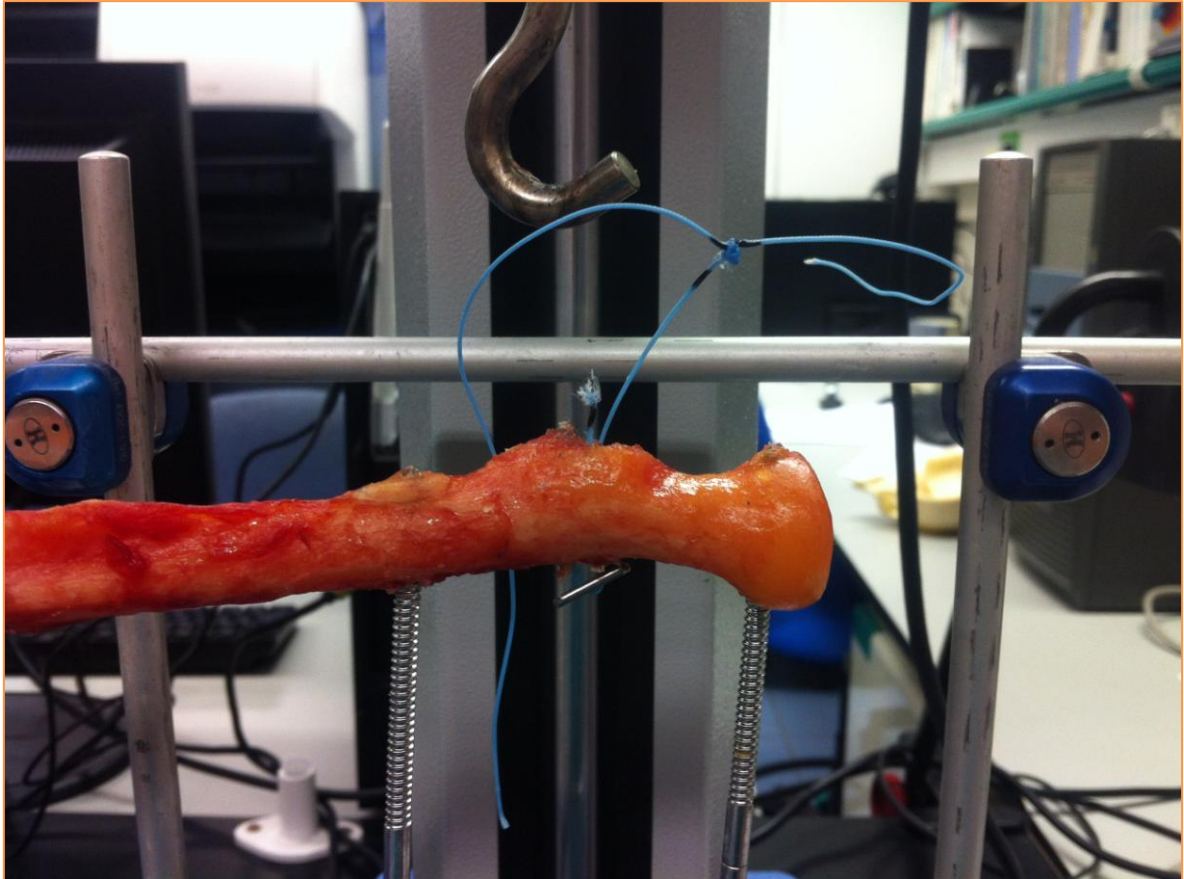
Max.:
Min.:
Mitja:

Mostra 1
220,4
-74,21
54



— radi 15 prova de càrrega fins la fallada (“load to failure”) bicortical

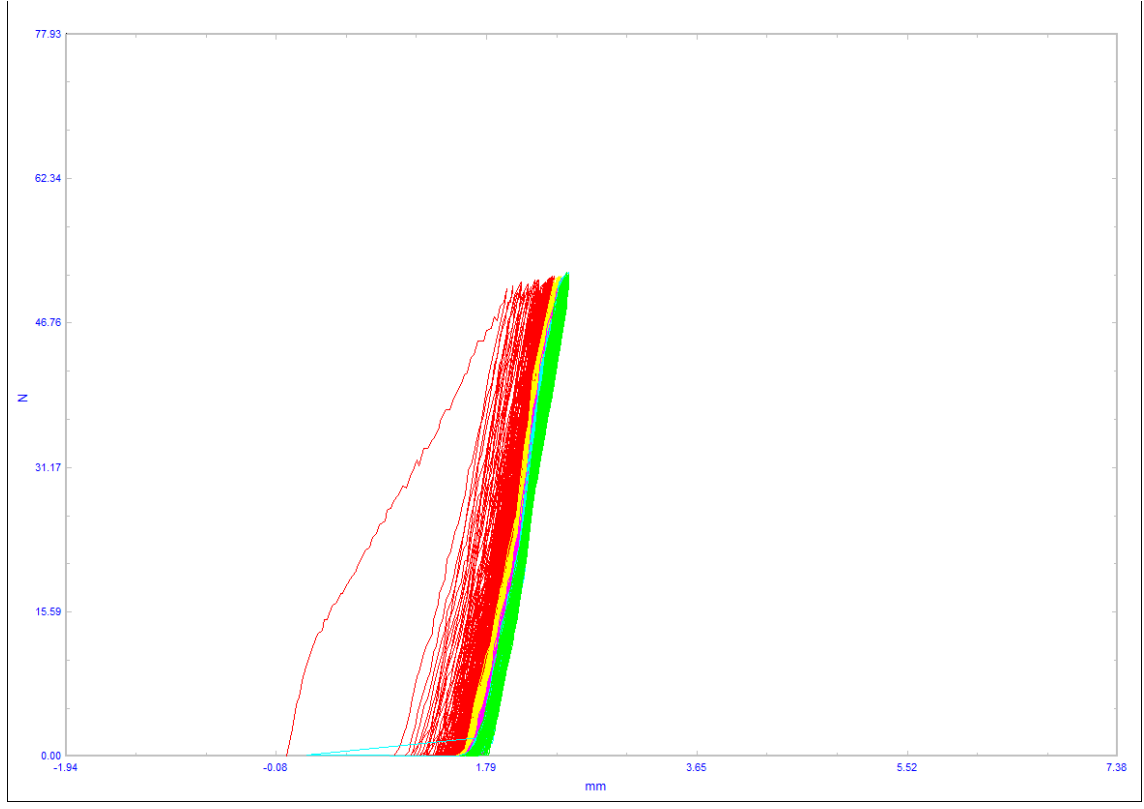
Gràfiques de l'espècimen 15 en les proves de la tècnica bicortical per càrregues cíclics i càrrega fins la fallada del muntatge.



Detall del moment de la resolució del muntatge després del test de càrrega fins a la fallada amb la tècnica bicortical en l'espècimen 15.

Espècimen 16:

	Mostra 1	Mostra 2	Mostra 3	Mostra 4	Mostra 5
Max.:	51,79	51,79	51,79	52,2	52,2
Min.:	-13,2	-13,2	-13,2	-13,2	-13,2
Mitja:	-4,7	-5,3	-5,5	-5,5	-5,6



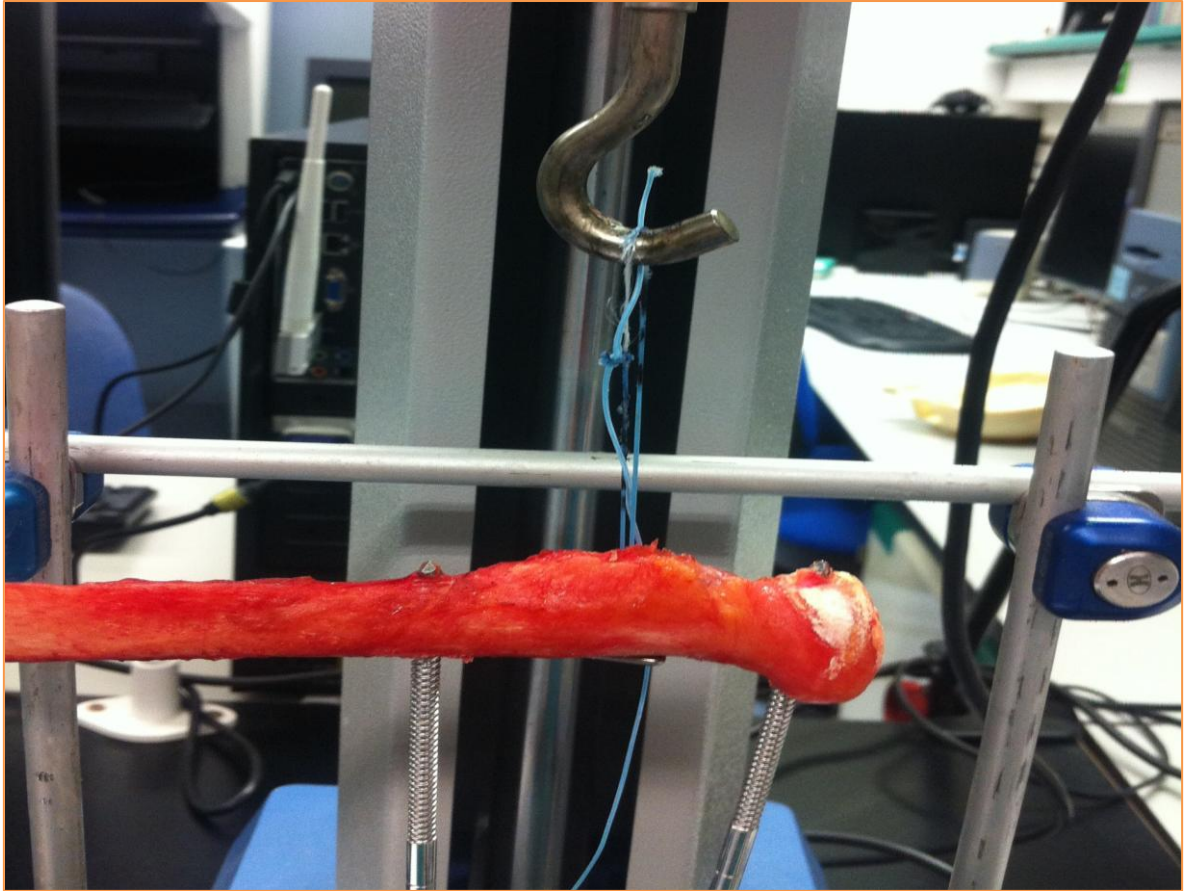
- radi 16 100 c bicortical
- radi 16 200 c bicortical
- radi 16 300 c bicortical
- radi 16 400 c bicortical
- radi 16 500 c bicortical

Max.: 205,19
Min.: -1,61
Mitja: 129,9



_____ radi 16 prova de càrrega fins la fallada (“load to failure”) bicortical

Gràfiques de l'espècimen 16 en les proves de la tècnica bicortical per càrregues cícliques i càrrega fins la fallada del muntatge.



Detall del moment de la resolució del muntatge després del test de càrrega fins a la fallada amb la tècnica bicortical en l'espècimen 16.

6.2 OSTEOLOGIA EXTERNA DE LA TUBEROSITAT RADIAL

Les dimensions de la tuberositat bicipital del radi mesurada directament dels espècimens tenia una longitud mitja de 18,2 mm i una amplada mitja de 7,6 mm; el diàmetre mig del cap del radi era 22,72 mm.

6.3 MESURES DEL MDCT EN EL TERÇ MIG DE LA TUBEROSITAT RADIAL

La Figura 31 resumeix els resultats obtinguts després de l'anàlisi estadística de les dades dels gruixos corticals (anterior i posterior), el gruix de l'òs trabecular anterior i de l'espai medullar de tuberositat radial, expressades en mm. En la mateixa Figura 31 es reflecteixen els resultats estadístics observats de la densitat mineral òssia en HU mesurada a la part mitja de la tuberositat. Aquest dos factors (gruix i densitat) es van utilitzar com a factor corrector del resultat brut dels tests biomecànics.

El resultat mitjà del gruix cortical anterior en la part mitja de la tuberositat va ser de 1,11 mm (Desviació Estándar-DE 0,45 mm), el gruix mitjà de l'òs trabecular anterior va ser d'4,72 mm (DE 1,1 mm) i el gruix mitjà de la cortical posterior va ser d'1,67 mm (DE 0,75 mm).

La densitat mineral òssia mitjana de la cortical anterior i de l'òs trabecular anterior era 924,09 HU (DE 269,3 HU) i la densitat mitjana de l'òs de la cortical posterior va ser d'1.907,2 HU (DE 232,1 HU). Es van observar diferències estadísticament significatives en els gruixos corticals i la densitat mineral òssia entre els grups de reparació ($P < 0,001$).

Resultats MDCT terç mig tuberositat		Valor p entre grups
Mitja gruix cortical anterior (CA) al terç mig(1/3) de la tuberositat Ax i Sagital en mm	1,11(0,45)	P<0,001
Rang	(0,63-1,95)	
Mitja gruix Òs trabecular (OT) al 1/3 mig axial & sagital en mm	4,72(1,1)	
Rang	(2,9-7,35)	
∑ CA & OT 1/3 mig (tècnica endomedul·lar) en mm	5,83 (1,36)	P<0,001
Rang	(3,53 a 9,23)	
∑ Densitat CA & OT 1/3 mig (tècnica endomedul·lar) HU	924,09 (269,3)	
Rang	(466,25 a 1467,25)	
Mitja cortical posterior (CP) 1/3 mig axial & sagital (tècnica bicortical) en mm	1,67 (0,75)	P<0,001
Rang	(0,67 a 2,95)	
Densitat CP 1/3 mig (tècnica bicortical) HU	1907,2 (232,1)	
Rang	(1165,5 a 2245,5)	

Figura 31. Taula dels resultats obtinguts en els mesuraments realitzats amb el MDCT a la part mitjana de la tuberositat del radi dels gruixos (mm) i les densitats (HU). ∑ = sumatori.

6.4 MESURAMENTS DEL MDCT DE LA TUBEROSITAT RADIAL EN LES SEVES TRES PARTS

Es van obtenir imatges en el pla sagital i axial dels radis. El gruix de la cortical anterior, posterior i l'òs trabecular anterior es van mesurar en mm. Aquests mesuraments es defineixen a la Figura 32. Les densitats òssies en les diferents parts també van ser preses de les imatges axials del MDCT, i els resultats es presenten a la Figura 33.

A la Figura 32, es comparen els resultats dels gruixos, la cortical posterior és més gruixuda, amb una diferència estadísticament significativa quan la comparem amb la cortical anterior en totes les diferents parts de la tuberositat ($p < 0,001$).

La part mitja de la cortical anterior i de l'òs trabecular anterior és la més gruixuda quan la comparem amb la part proximal i distal, però les diferències només són significatives respecte a la part proximal ($p < 0,007$).

La part mitja de la cortical posterior és la més gruixuda però no presenta diferències estadísticament significatives en comparació a la part distal de la tuberositat. Els gruixos a la part mitja i distal són superiors, en comparació amb la part proximal, sense que les diferències entre elles siguin estadísticament significatives tal com es descriu a la Figura 32.

El valor de la mitja de les densitats òssies és superior a tota la cortical posterior de forma estadísticament significativa ($p < 0,001$), especialment en la part mitja de la tuberositat, comparant-la amb la cortical anterior i amb la suma de les densitats de la cortical anterior i l'òs trabecular anterior a les diferents parts de la tuberositat ($p < 0,001$).

No hi va haver diferències estadísticament significatives de densitat entre la part proximal i la part mitja de la cortical anterior i de l'òs trabecular anterior, però la densitat de la part distal de la cortical anterior i de l'òs trabecular anterior va ser més gran en comparació amb les altres parts, però només amb significació estadística en comparació amb els resultats de la part mitja de la tuberositat ($p < 0,004$).

El resultat de l'anàlisi de la concordança amb el LCC entre els observadors en els mesuraments dels gruixos de la cortical anterior i de l'òs trabecular anterior va ser de 0,92 (IC del 95%: 0,87; 0,96), al canal medullar de 0,92 (IC del 95%: 0,86; 0,96), i en la cortical posterior va ser de 0,89 (IC del 95% 0,82; 0,94). La concordança en les mesures de densitometria a la cortical anterior i l'os trabecular anterior va ser de 0,66 (IC del 95%: 0,49; 0,79) i en la cortical posterior va ser 0,13 (IC del 95%: 0 ; 0,37).

Resultats globals medicions dels gruixos corticals amb el MDCT

Localització	Proximal	Mitja	Distal	Mitja/Distal	Valor p	Mitja/proximal	Valor p	Proximal/Distal	Valor p
Cortical anterior (CA) + Òs Trabecular (OT) mm	10,3 (2,35)	11,67 (2,72)	11,17 (3,05)	1,06 (0,98; 1,14)	0,159	1,14 (1,04; 1,24)	0,007	0,93 (0,85; 1,02)	0,121
Rang	(5,6 a 14,3)	(7,05 a 18,45)	(5,85 a 17,9)						
Canal medul·lar mm	16,23 (2,29)	16,74 (3,03)	17,15 (3,36)	0,98 (0,94; 1,02)	0,257	1,03 (0,98; 1,08)	0,301	0,95 (0,9; 1,004)	0,073
Rang	(12,35 a 20,75)	(12 a 23,15)	(12,85 a 24,6)						
Cortical posterior (CP) mm	3,15 (1,31)	3,33 (1,5)	3,34 (1,43)	0,99 (0,93; 1,05)	0,745	1,04 (0,98; 1,11)	0,187	0,95 (0,88; 1,02)	0,177
Rang	(1,45 a 5,25)	(1,35 a 5,9)	(1,4 a 5,95)						
Dades representades com a mitjes (DE) i rang (min a max). Les diferències entre les zones estimades en ratio (IC 95%) amb un model GEE previament descrit.									

Figura 32. Taula dels resultats obtinguts en els mesuraments realitzats amb el MDCT del els gruixos corticals en les parts proximal, mitja i distal de la tuberositat del radi en mm.

Resultats globals medicions de les densitats òssies amb el MDCT

Localització	Proximal	Mitja	Distal	Mitja/Distal	Valor p	Mitja/Proximal	Valor p	Proximal/Distal	Valor p
Cortical anterior (CA) + Òs Trabecular (OT) HU	1924,63 (547,22)	1848,19 (538,59)	2100,47 (396,32)	0,86 (0,77; 0,95)	0,004	0,96 (0,86; 1,07)	0,444	0,89 (0,79; 1,003)	0,056
Rang	(977,5 a 2948,5)	(932,5 a 2934,5)	(1339,5 a 3153,5)						
Cortical posterior (CP) HU	1962,63 (223,57)	1907,16 (232,08)	1987,06 (189,12)	0,96 (0,89; 1,03)	0,231	0,97 (0,88; 1,07)	0,526	0,99 (0,92; 1,05)	0,653
Rang	(1326 a 2199)	(1165 a 2245,5)	(1576,5 a 2278)						

Dades representades com a mitjes (DE) i rang (min a max). Les diferències entre les zones estimades en ratio (IC 95%) amb un model GEE previament descrit.

Figura 33. Taula dels resultats obtinguts en els mesuraments realitzats amb el MDCT de les densitats dels ossos en HU en les parts proximal, mitja i distal de la tuberositat del radi.

6.4.1 Annex 2: mesures anatomoradiològiques dels gruixos i les densitats òssies dels 16 espècimens

A continuació es mostren les diferents mesures realitzades en les tres parts de la tuberositat en els diferents espècimens en els plans aixal i sagital pels gruixos corticals i només en el pla axial per la mesura de la densitat.

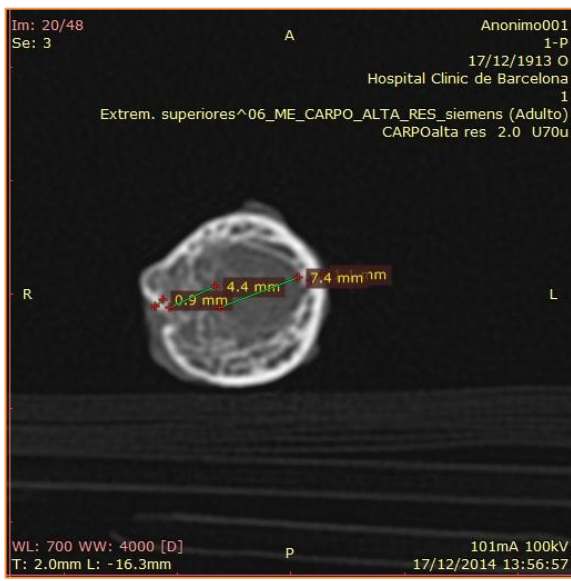
En cada radi es van fer fotos dels resultats de medició i del lloc exacte on es feien per evitar biajos entre els dos observadors que les van fer.

De cada espècimen es mostren 7 imatges de les mediciones realitzades per un observador, totes aquestes dades juntament amb les fetes per l'altre observador es van utilitzar per fer l'anàlisi estadística.

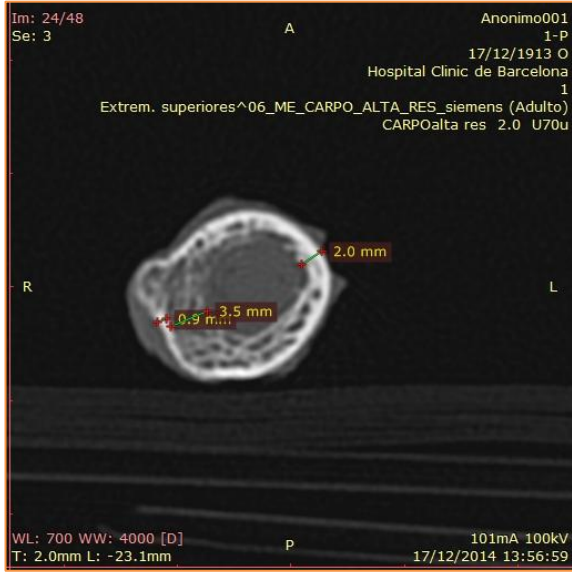
Espècimen 1:



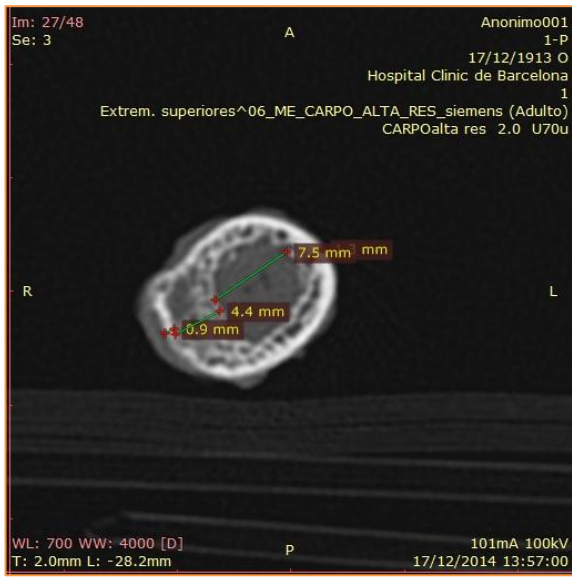
Mesures gruixos pla sagital en les tres parts de la tubtuberositat.



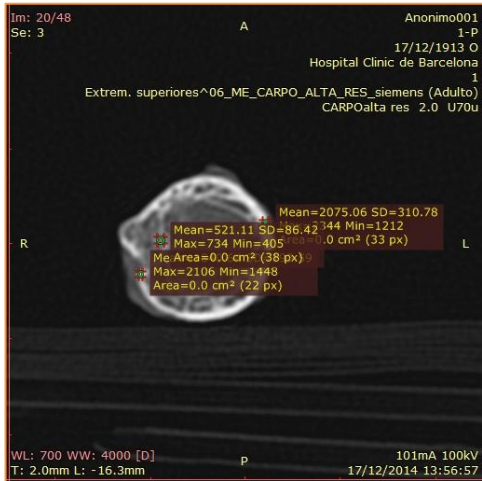
Mesures gruixos pla axial en la part proximal de la tuberositat.



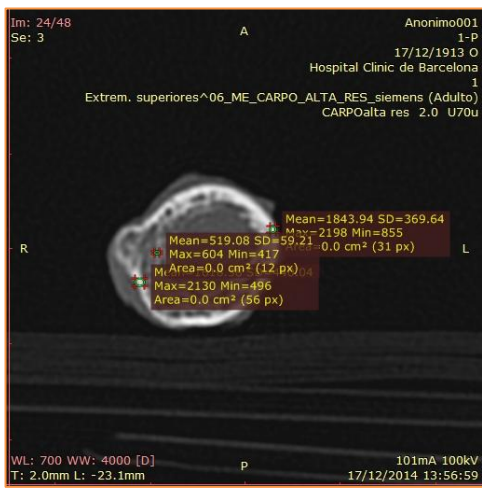
Mesures gruixos pla axial en la part mitja de la tuberositat.



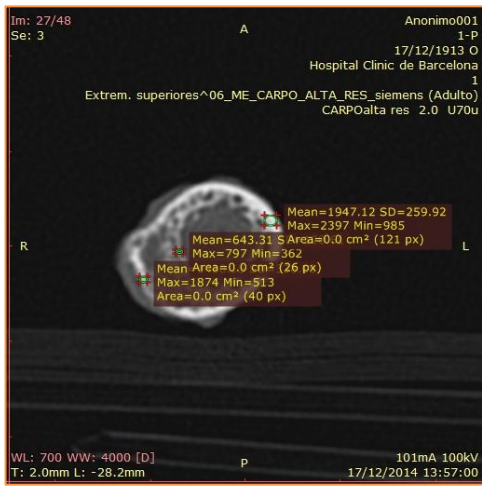
Mesures gruixos pla axial en la part distal de la tuberositat.



Mesures densitats pla axial en la part proximal de la tuberositat.



Mesures densitats pla axial en la part mitja de la tuberositat.



Mesures densitats pla axial en la part distal de la tuberositat.

Espècimen 2:



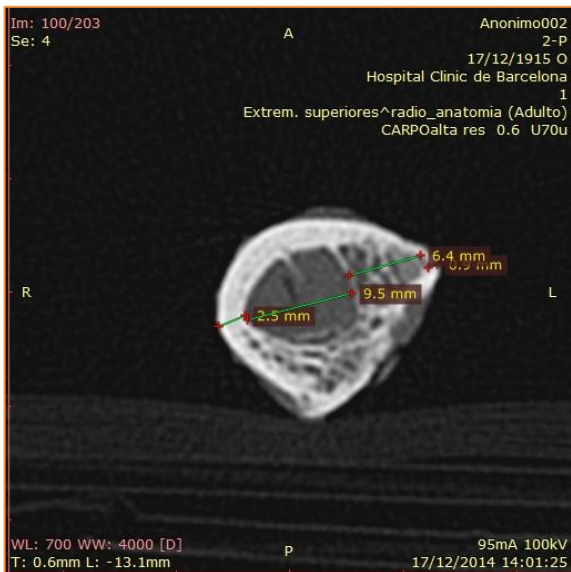
Mesures gruixos pla sagital en les tres parts de la tuberositat.



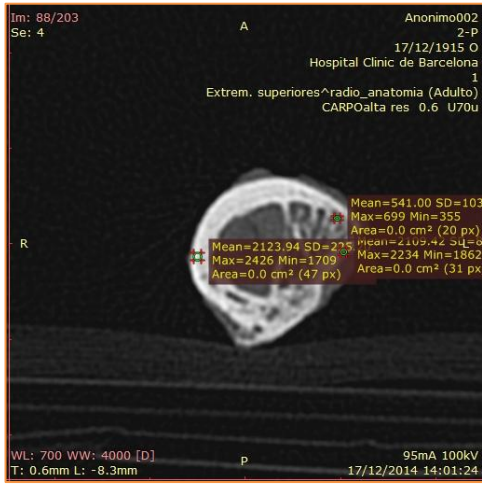
Mesures gruixos pla axial en la part proximal de la tuberositat.



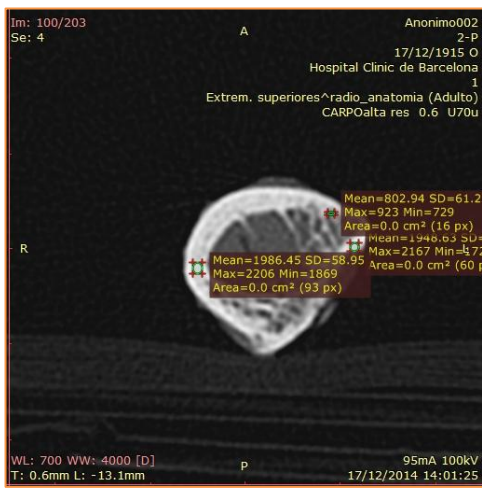
Mesures gruixos pla axial en la part mitja de la tuberositat.



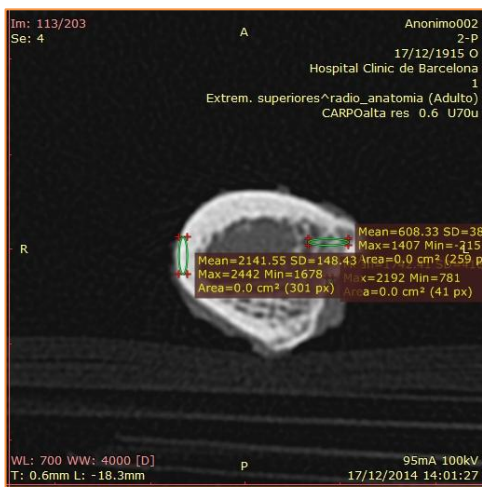
Mesures gruixos pla axial en la part distal de la tuberositat.



Mesures densitats pla axial en la part proximal de la tuberositat.



Mesures densitats pla axial en la part mitja de la tuberositat.



Mesures densitats pla axial en la part distal de la tuberositat.

Espècimen 3:



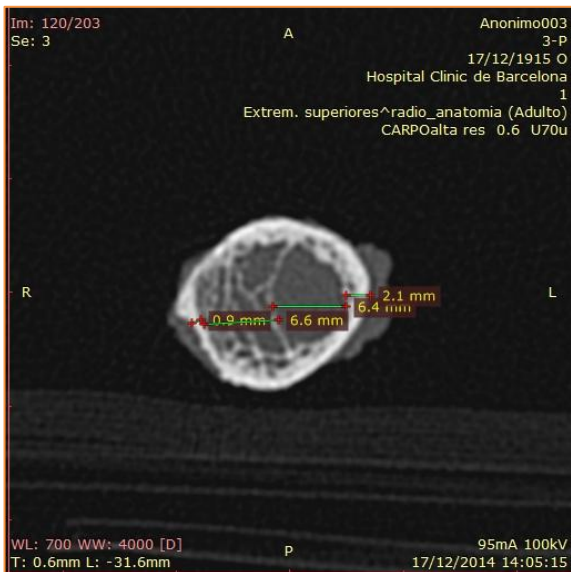
Mesures gruixos pla sagital en les tres parts de la tubtuberositat.



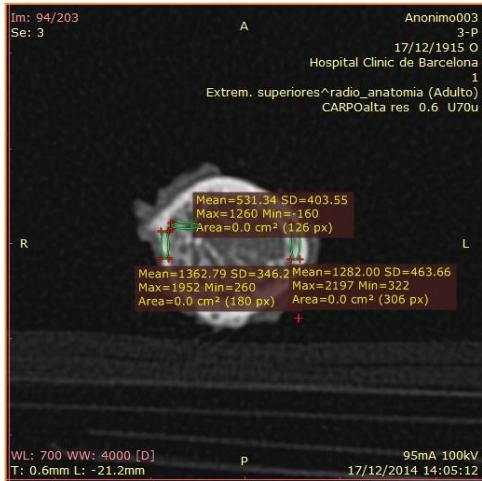
Mesures gruixos pla axial en la part proximal de la tuberositat.



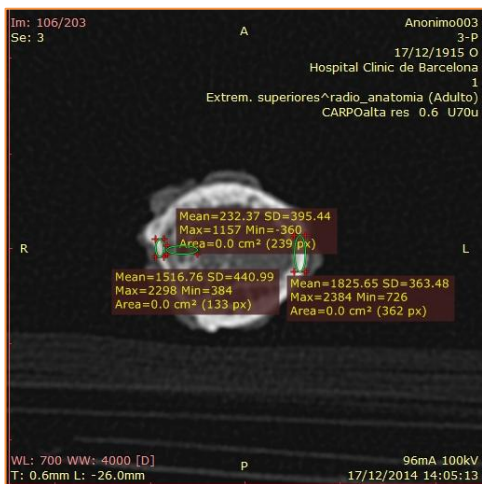
Mesures gruixos pla axial en la part mitja de la tuberositat.



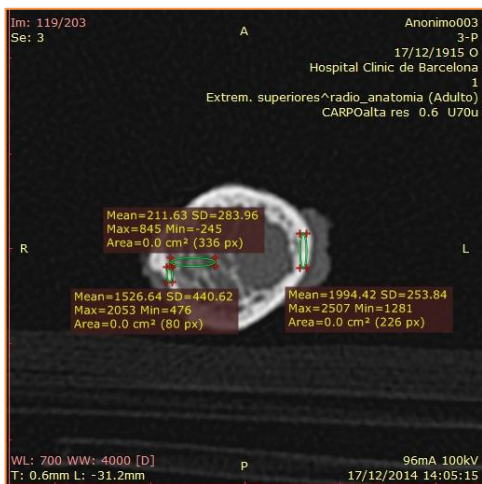
Mesures gruixos pla axial en la part distal de la tuberositat.



Mesures densitats pla axial en la part proximal de la tuberositat.



Mesures densitats pla axial en la part mitja de la tuberositat.



Mesures densitats pla axial en la part distal de la tuberositat.

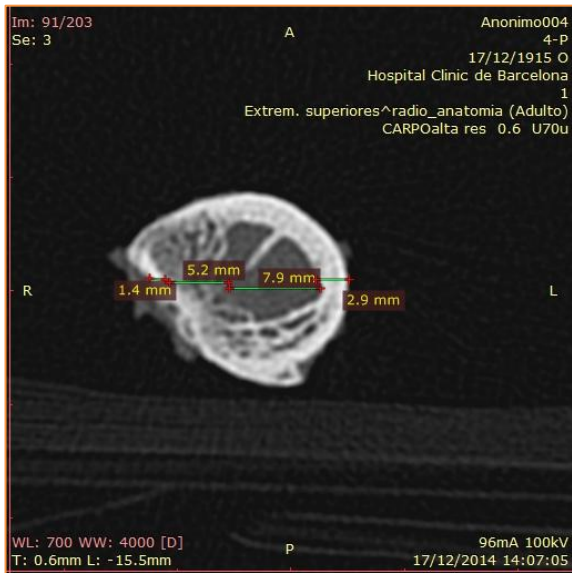
Espècimen 4:



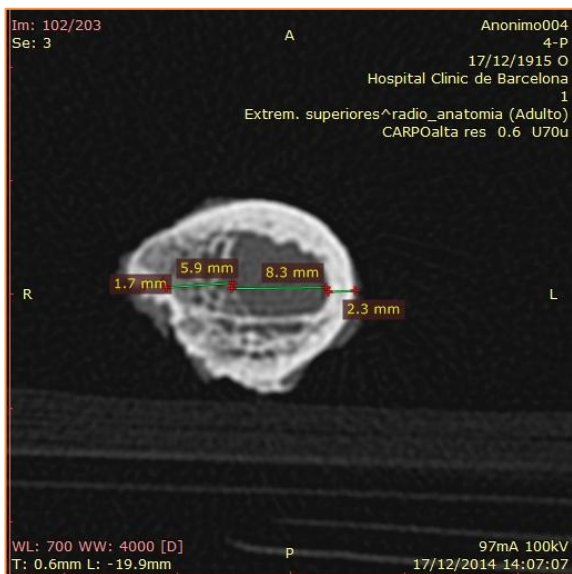
Mesures gruixos pla sagital en les tres parts de la tuberositat.



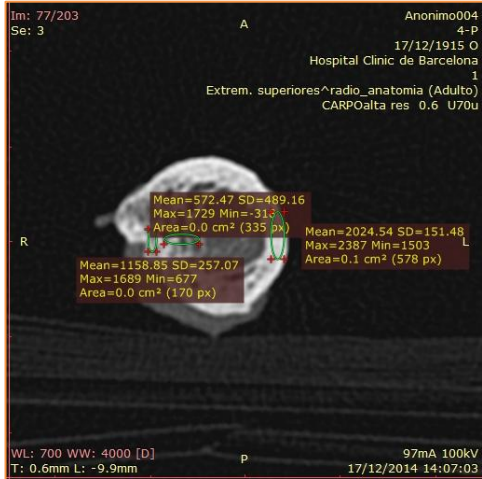
Mesures gruixos pla axial en la part proximal de la tuberositat.



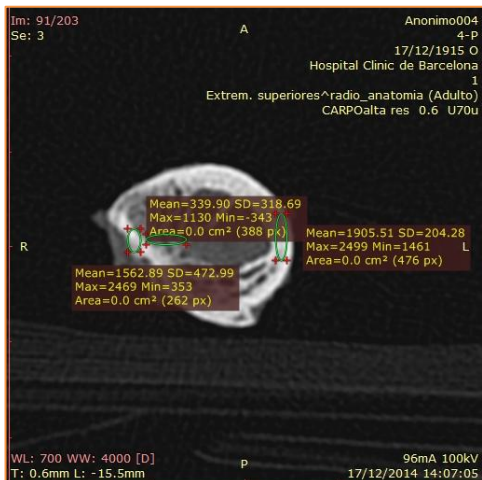
Mesures gruixos pla axial en la part mitja de la tuberositat.



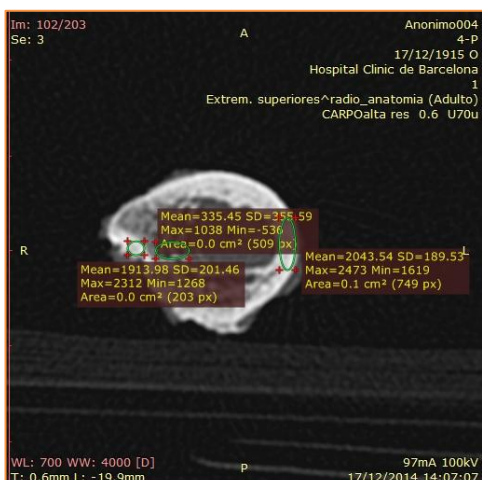
Mesures gruixos pla axial en la part distal de la tuberositat.



Mesures densitats pla axial en la part proximal de la tuberositat.



Mesures densitats pla axial en la part mitja de la tuberositat.



Mesures densitats pla axial en la part distal de la tuberositat.

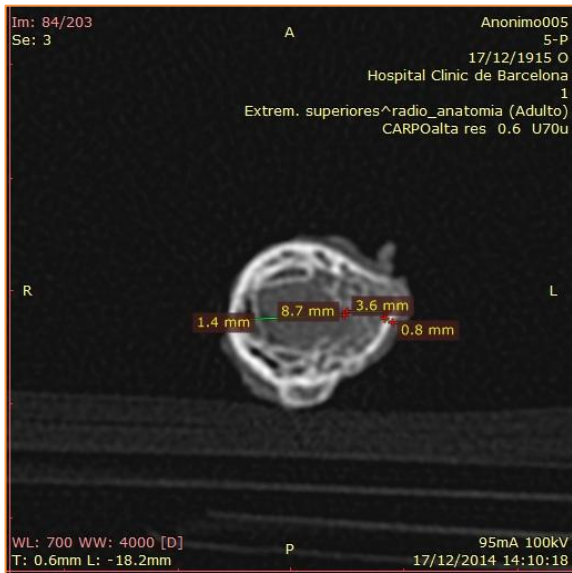
Espècimen 5:



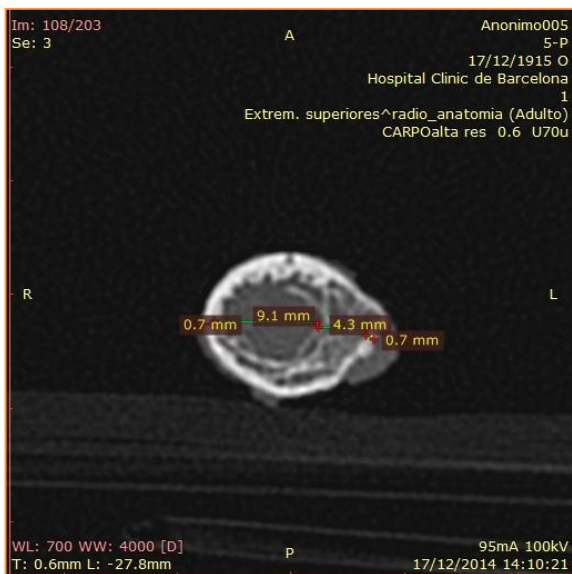
Mesures gruixos pla sagital en les tres parts de la tuberositat.



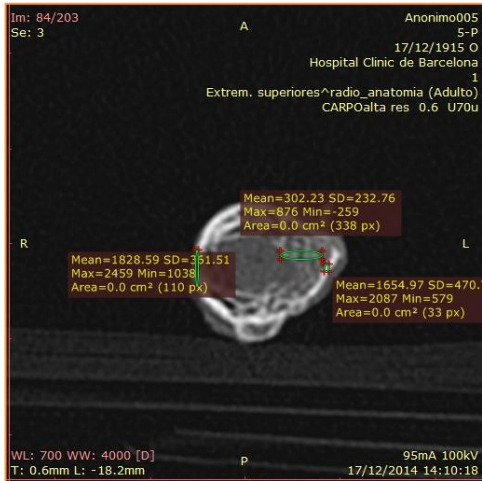
Mesures gruixos pla axial en la part proximal de la tuberositat.



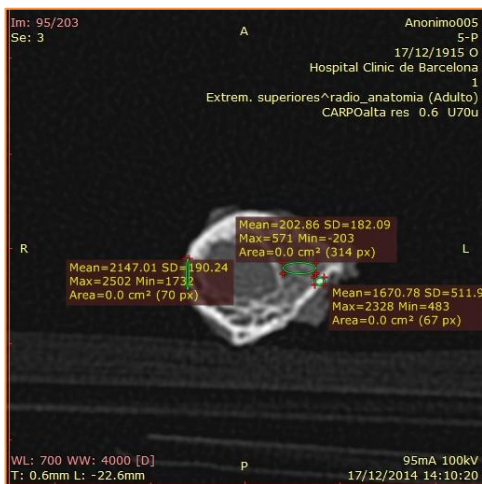
Mesures gruixos pla axial en la part mitja de la tuberositat.



Mesures gruixos pla axial en la part distal de la tuberositat.



Mesures densitats pla axial en la part proximal de la tuberositat.

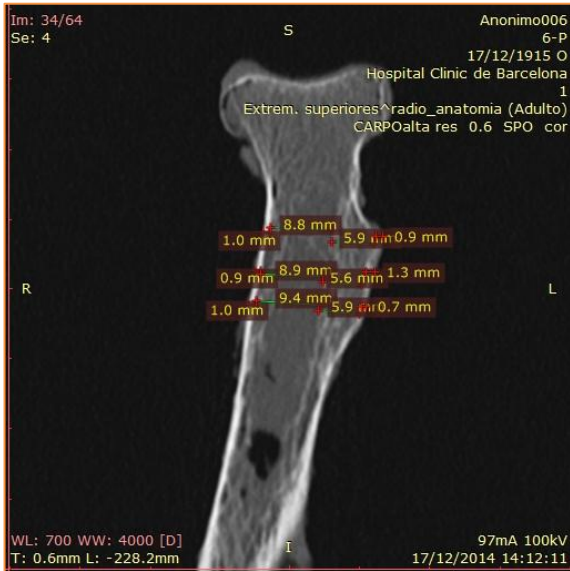


Mesures densitats pla axial en la part mitja de la tuberositat.

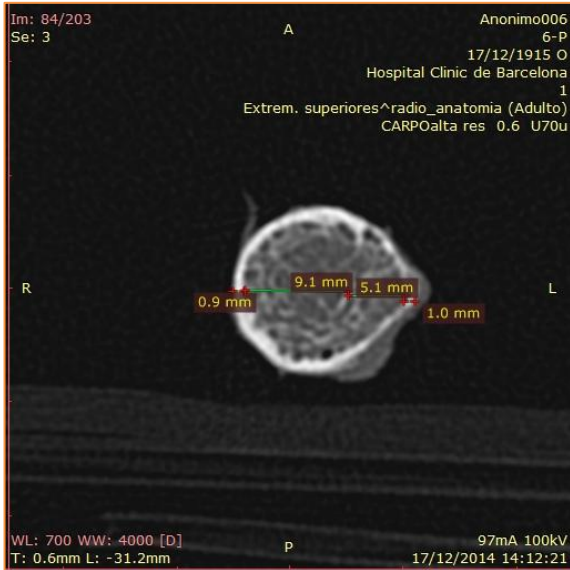


Mesures densitats pla axial en la part distal de la tuberositat.

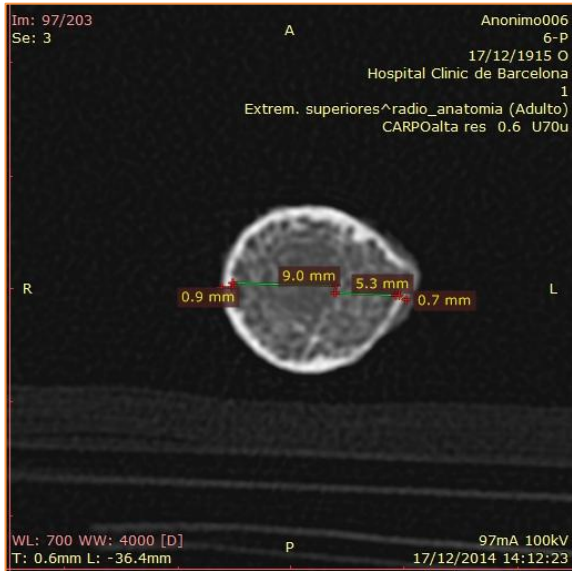
Espècimen 6:



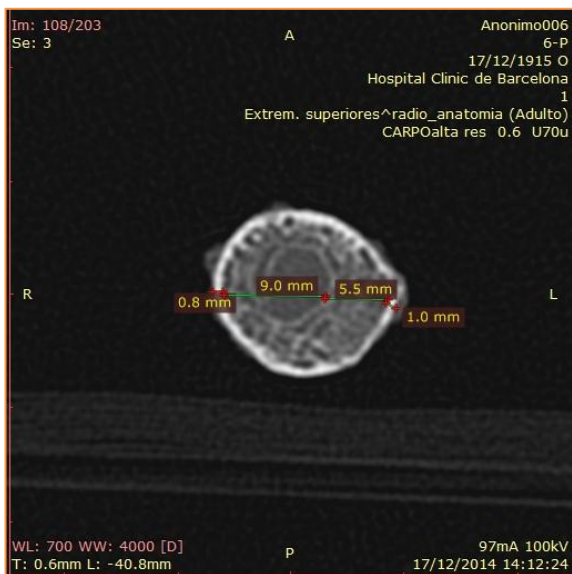
Mesures gruixos pla sagital en les tres parts de la tuberositat.



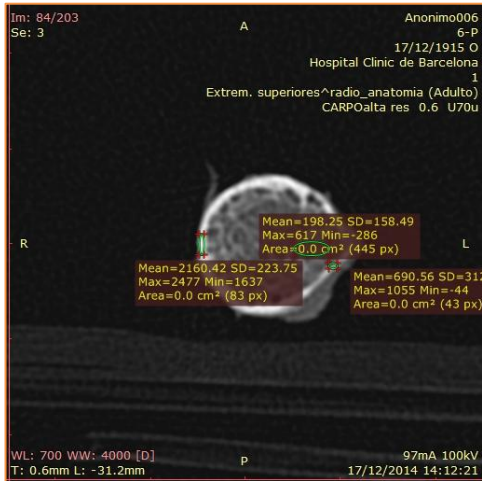
Mesures gruixos pla axial en la part proximal de la tuberositat.



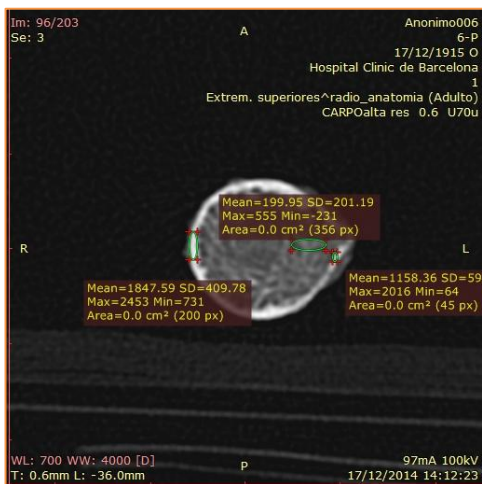
Mesures gruixos pla axial en la part mitja de la tuberositat.



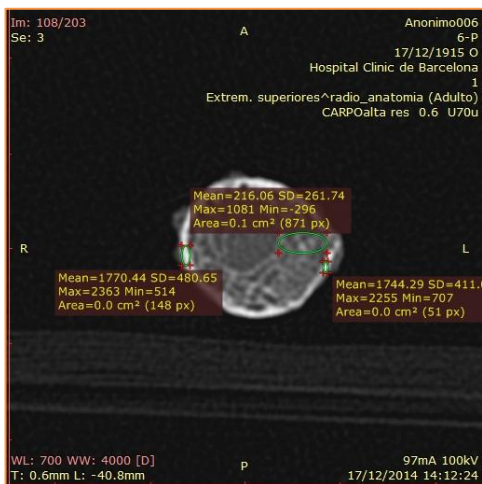
Mesures gruixos pla axial en la part distal de la tuberositat.



Mesures densitats pla axial en la part proximal de la tuberositat.

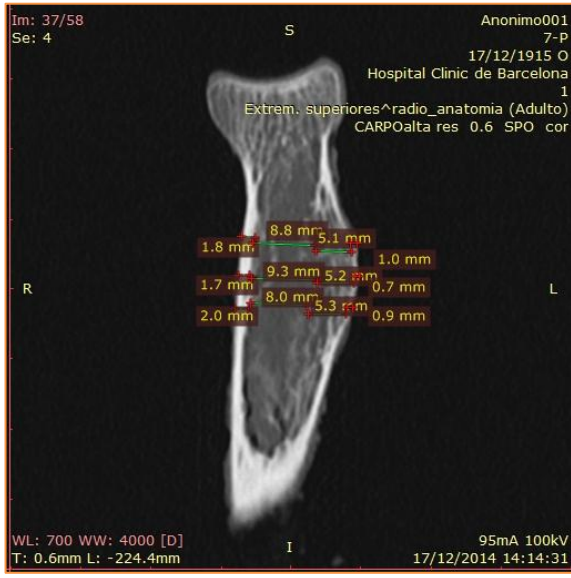


Mesures densitats pla axial en la part mitja de la tuberositat.

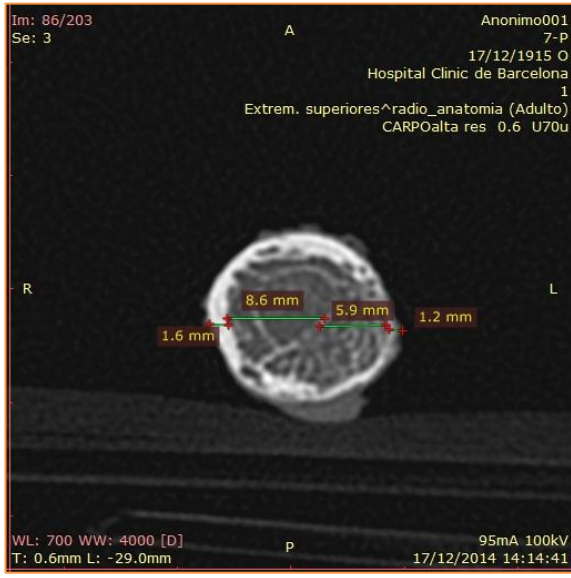


Mesures densitats pla axial en la part distal de la tuberositat.

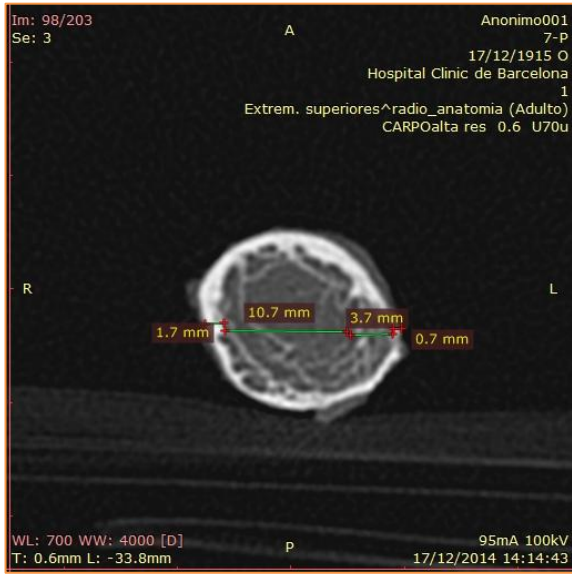
Espècimen 7:



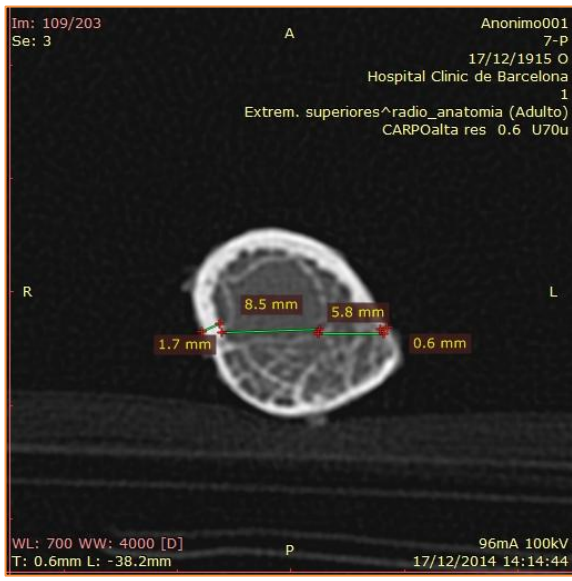
Mesures gruixos pla sagital en les tres parts de la tuberositat.



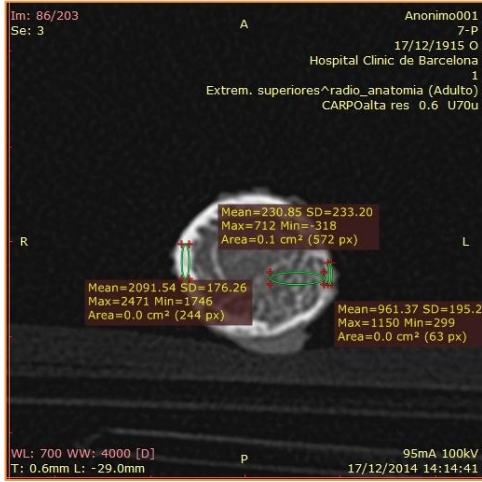
Mesures gruixos pla axial en la part proximal de la tuberositat.



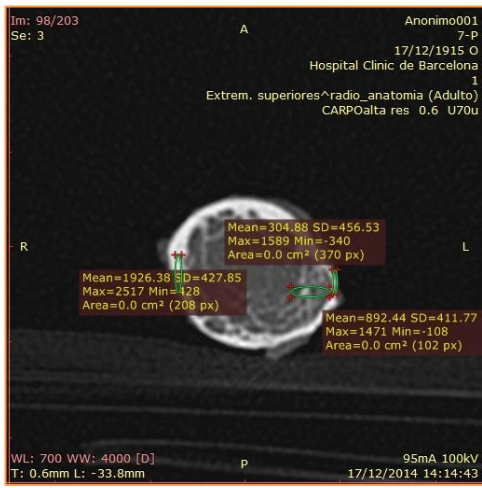
Mesures gruixos pla axial en la part mitja de la tuberositat.



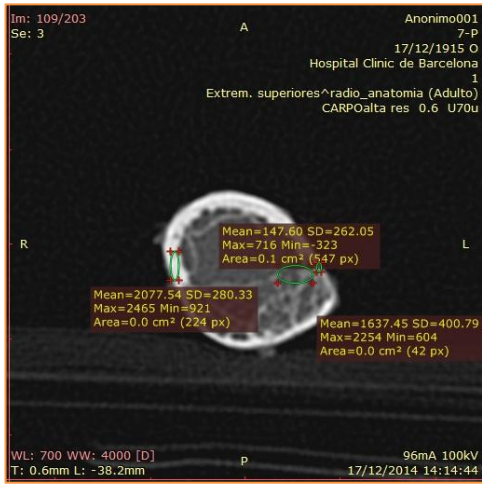
Mesures gruixos pla axial en la part distal de la tuberositat.



Mesures densitats pla axial en la part proximal de la tuberositat.

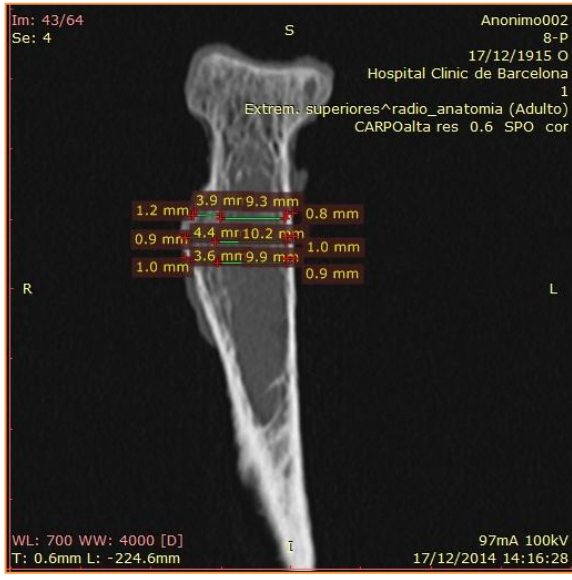


Mesures densitats pla axial en la part mitja de la tuberositat.

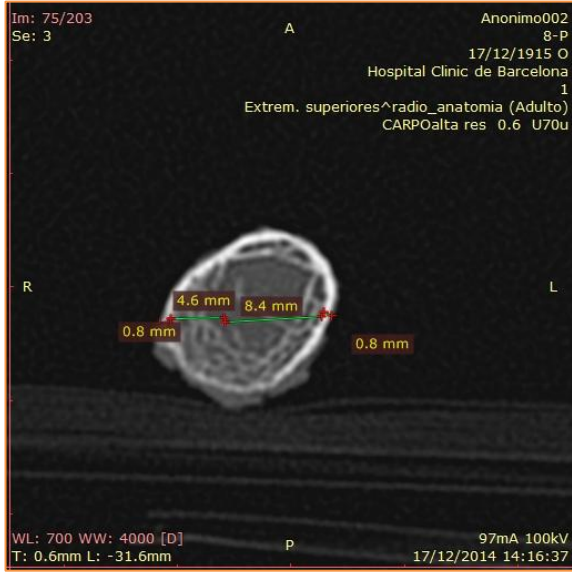


Mesures densitats pla axial en la part distal de la tuberositat.

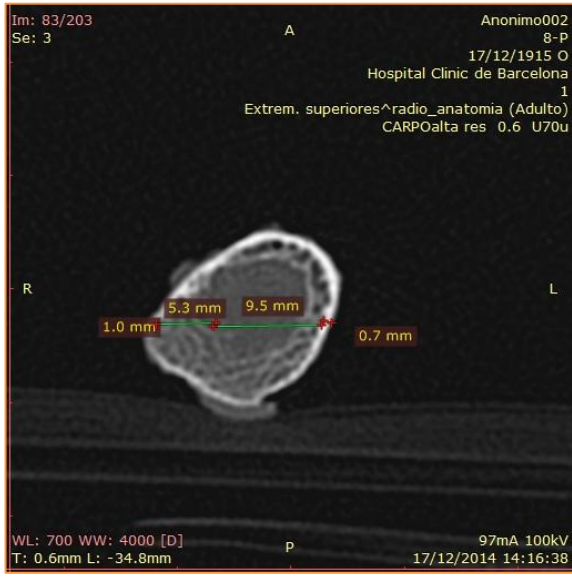
Espècimen 8:



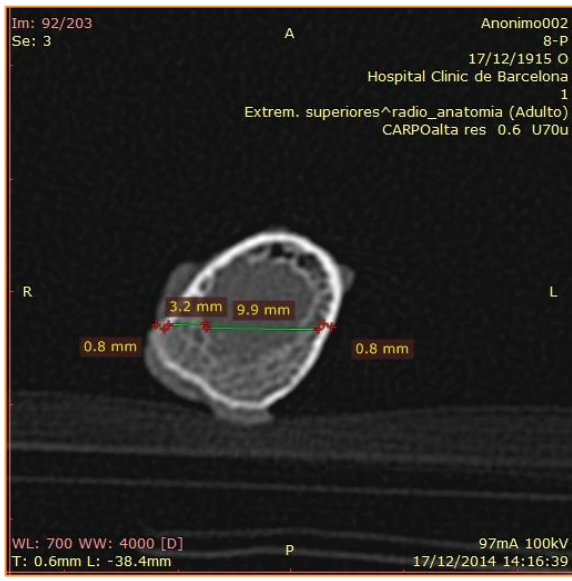
Mesures gruixos pla sagital en les tres parts de la tuberositat.



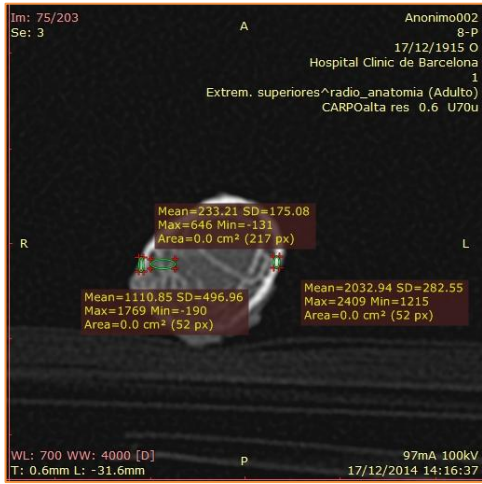
Mesures gruixos pla axial en la part proximal de la tuberositat.



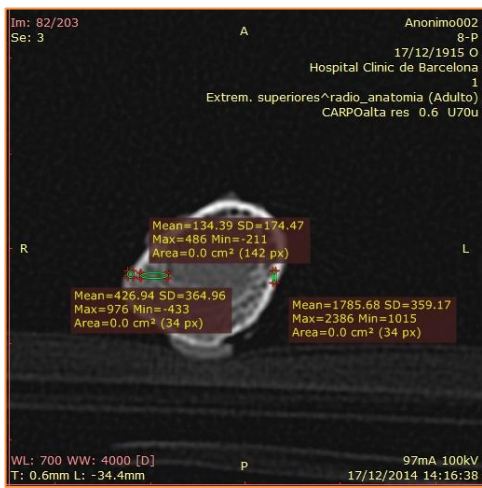
Mesures gruixos pla axial en la part mitja de la tuberositat.



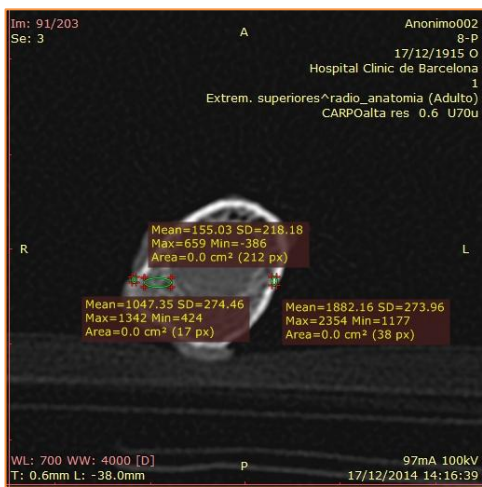
Mesures gruixos pla axial en la part distal de la tuberositat.



Mesures densitats pla axial en la part proximal de la tuberositat.

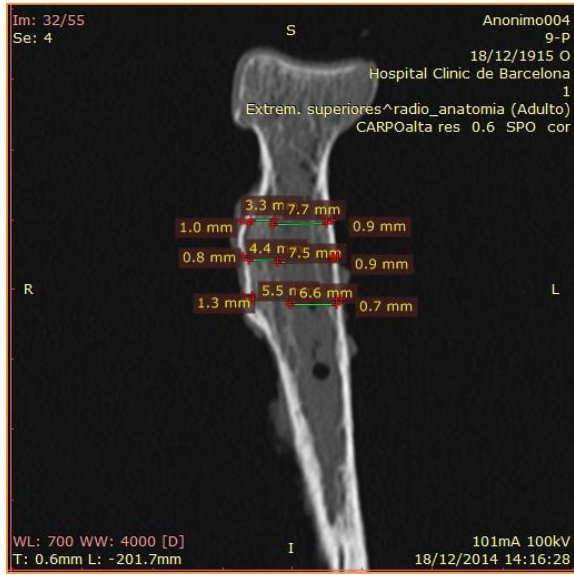


Mesures densitats pla axial en la part mitja de la tuberositat.



Mesures densitats pla axial en la part distal de la tuberositat.

Espècimen 9:



Mesures gruixos pla sagital en les tres parts de la tuberositat.



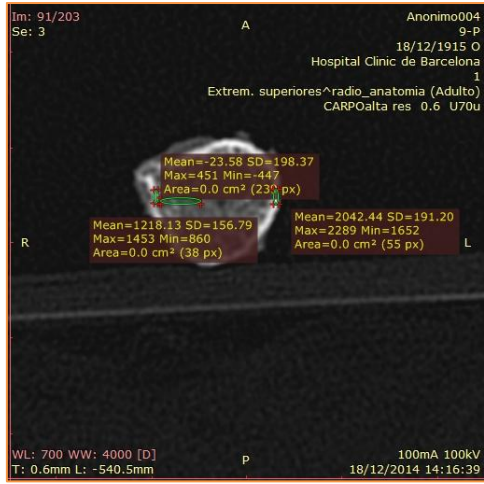
Mesures gruixos pla axial en la part proximal de la tuberositat.



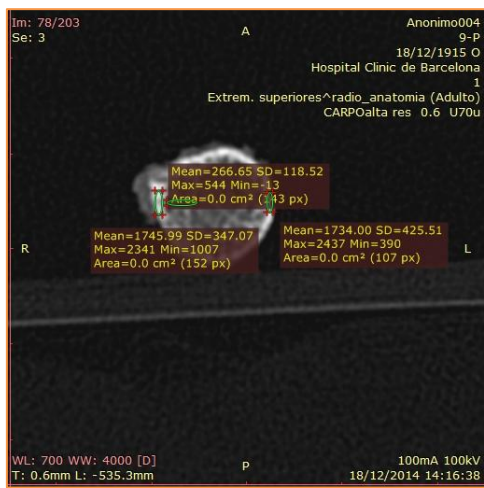
Mesures gruixos pla axial en la part mitja de la tuberositat.



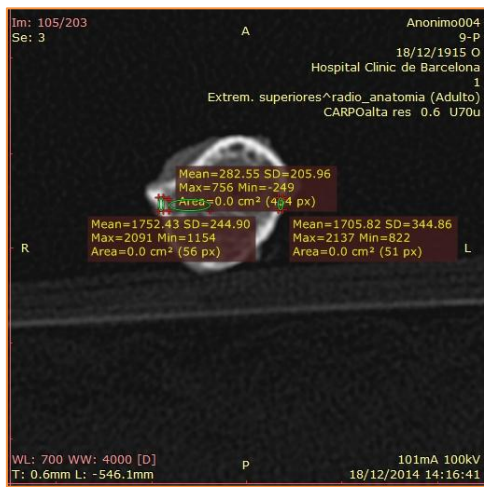
Mesures gruixos pla axial en la part distal de la tuberositat.



Mesures densitats pla axial en la part proximal de la tuberositat.

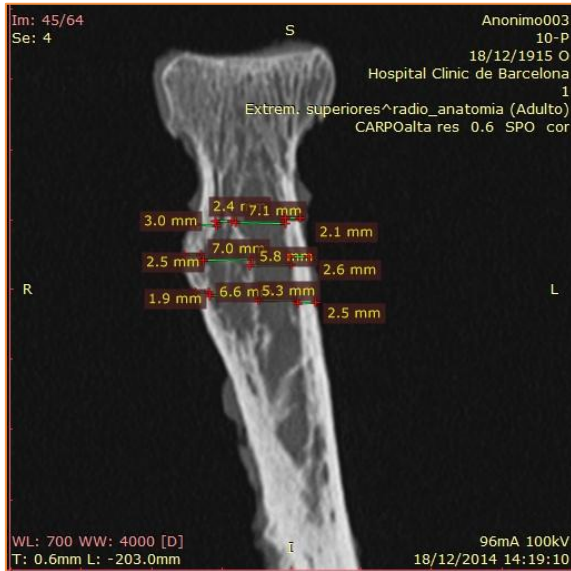


Mesures densitats pla axial en la part mitja de la tuberositat.

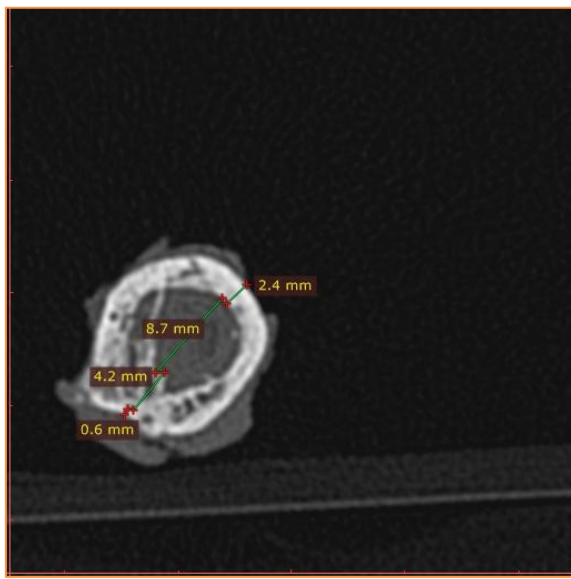


Mesures densitats pla axial en la part distal de la tuberositat.

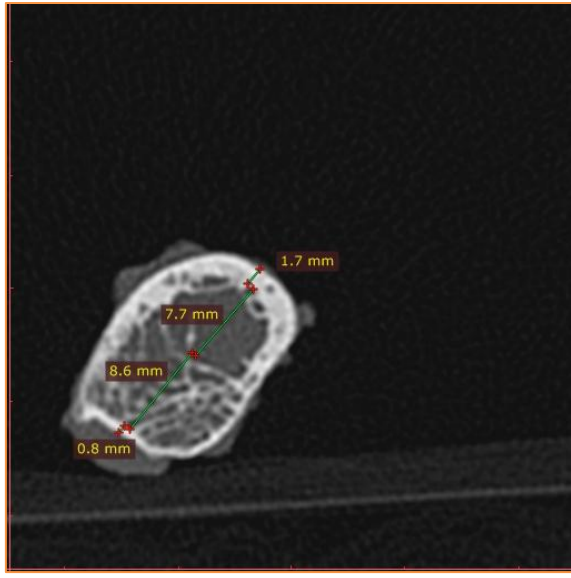
Espècimen 10:



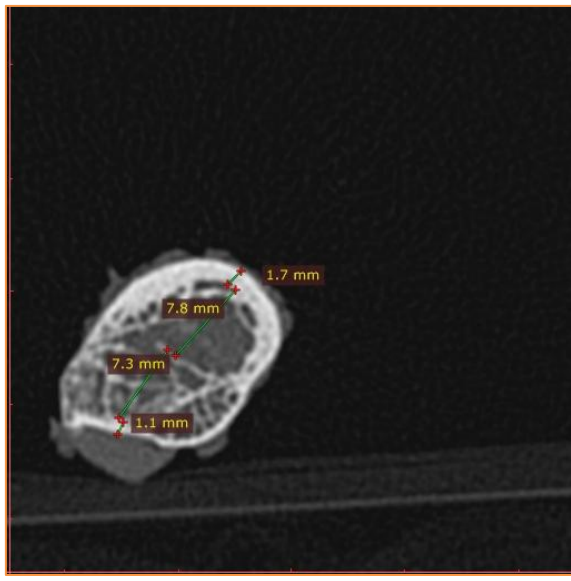
Mesures gruixos pla sagital en les tres parts de la tuberositat.



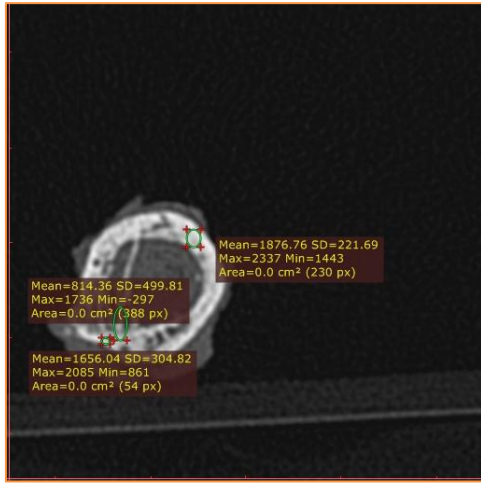
Mesures gruixos pla axial en la part proximal de la tuberositat.



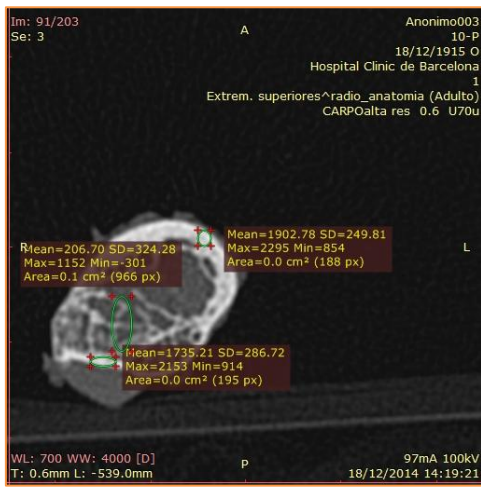
Mesures gruixos pla axial en la part mitja de la tuberositat.



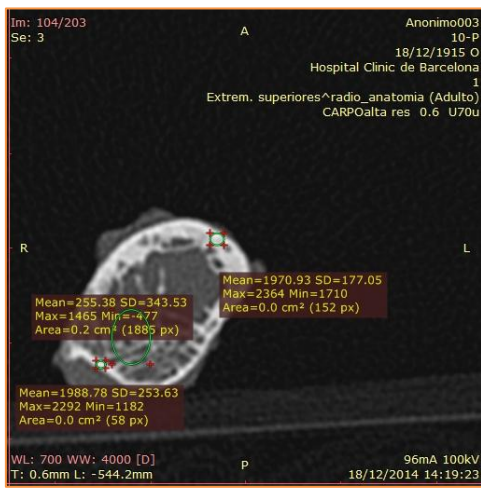
Mesures gruixos pla axial en la part distal de la tuberositat.



Mesures densitats pla axial en la part proximal de la tuberositat.



Mesures densitats pla axial en la part mitja de la tuberositat.

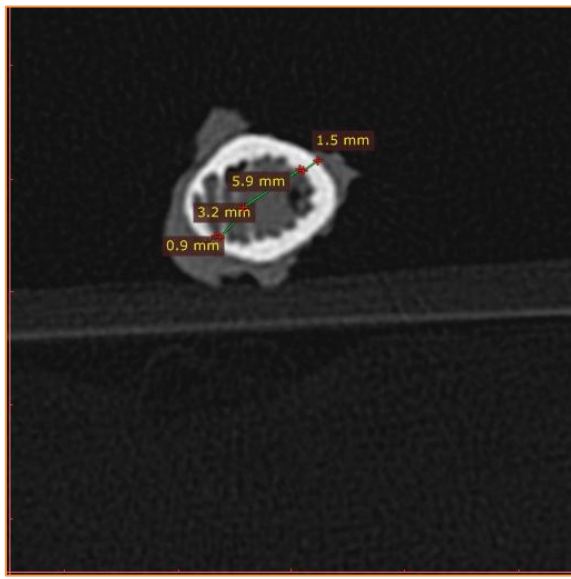


Mesures densitats pla axial en la part distal de la tuberositat.

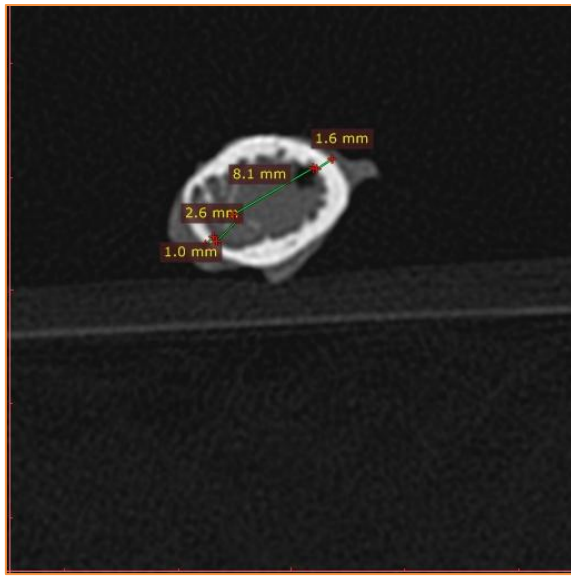
Espècimen 11:



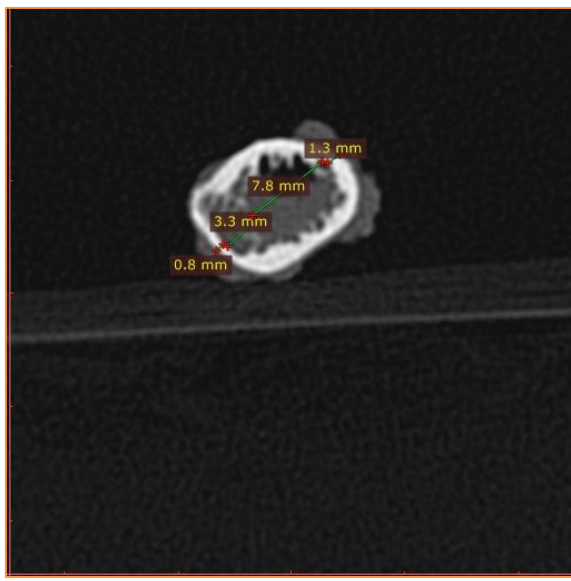
Mesures gruixos pla sagital en les tres parts de la tuberositat.



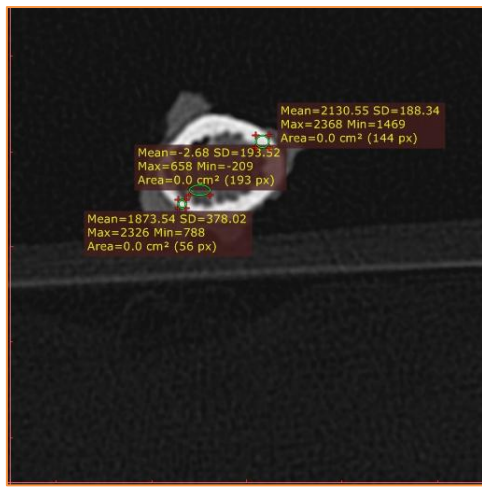
Mesures gruixos pla axial en la part proximal de la tuberositat.



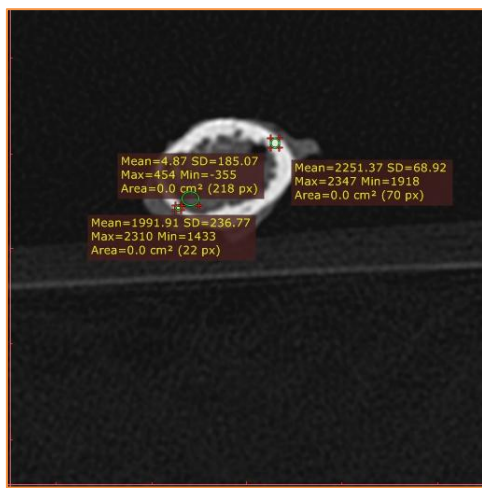
Mesures gruixos pla axial en la part mitja de la tuberositat.



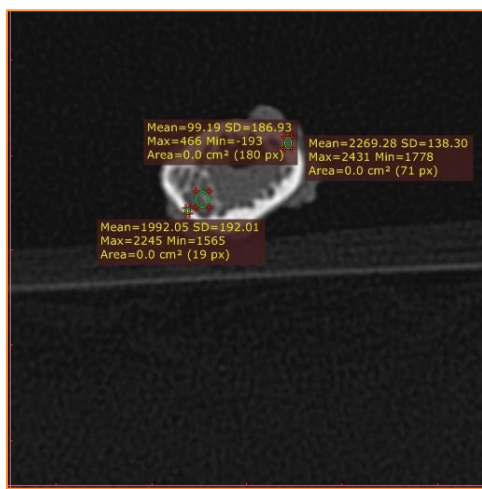
Mesures gruixos pla axial en la part distal de la tuberositat.



Mesures densitats pla axial en la part proximal de la tuberositat.



Mesures densitats pla axial en la part mitja de la tuberositat.



Mesures densitats pla axial en la part distal de la tuberositat.

Espècimen 12:



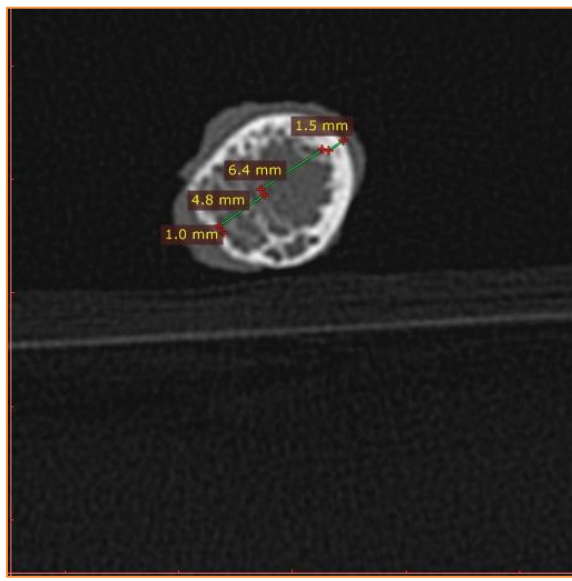
Mesures gruixos pla sagital en les tres parts de la tuberositat.



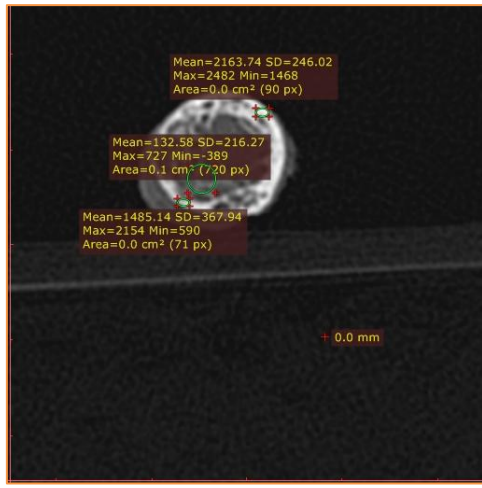
Mesures gruixos pla axial en la part proximal de la tuberositat.



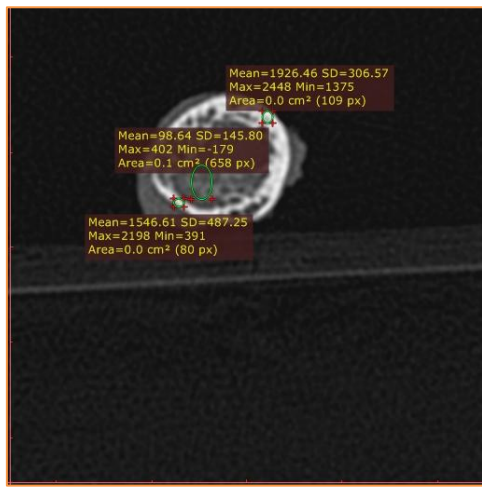
Mesures gruixos pla axial en la part mitja de la tuberositat.



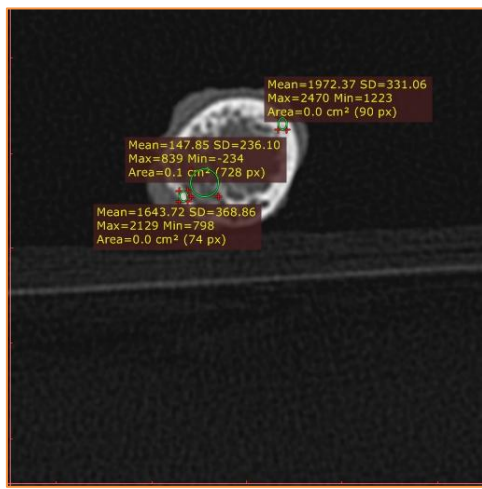
Mesures gruixos pla axial en la part distal de la tuberositat.



Mesures densitats pla axial en la part proximal de la tuberositat.



Mesures densitats pla axial en la part mitja de la tuberositat.



Mesures densitats pla axial en la part distal de la tuberositat.

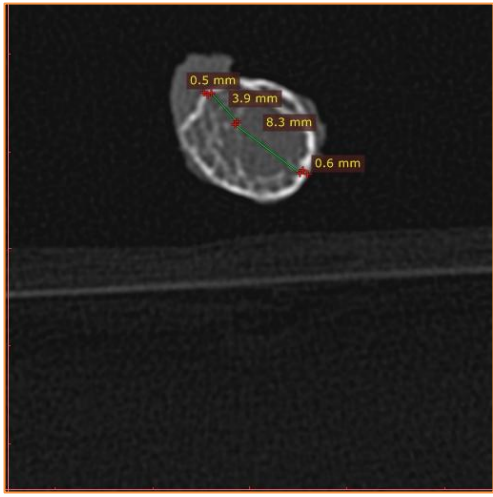
Espècimen 13:



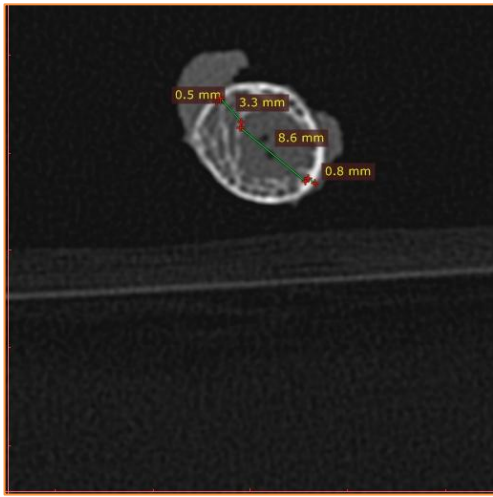
Mesures gruixos pla sagital en les tres parts de la tuberositat.



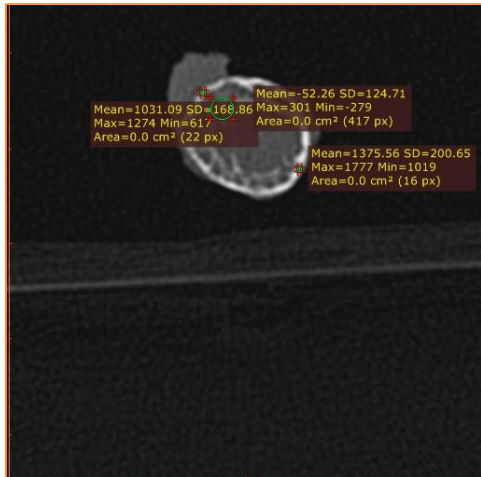
Mesures gruixos pla axial en la part proximal de la tuberositat.



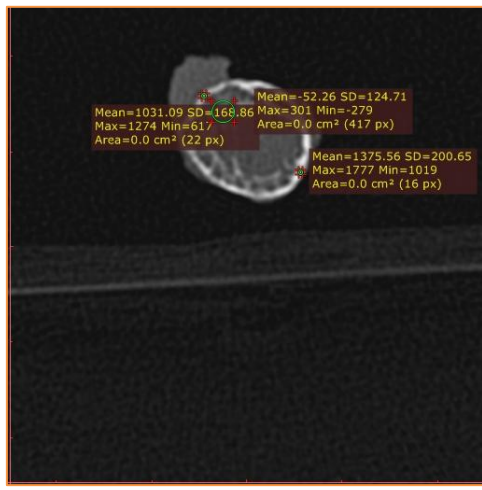
Mesures gruixos pla axial en la part mitja de la tuberositat.



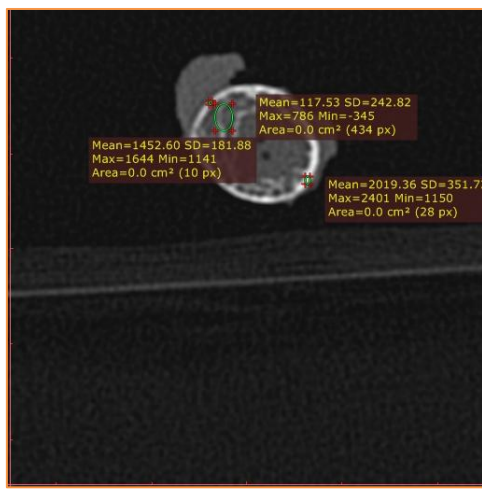
Mesures gruixos pla axial en la part distal de la tuberositat.



Mesures densitats pla axial en la part proximal de la tuberositat.

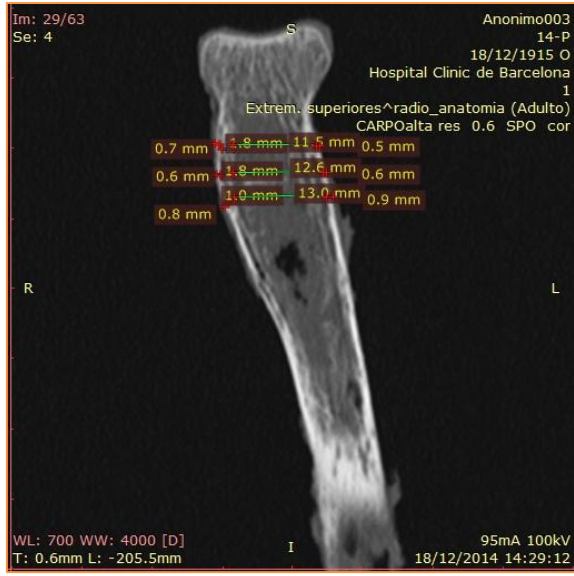


Mesures densitats pla axial en la part mitja de la tuberositat.



Mesures densitats pla axial en la part distal de la tuberositat.

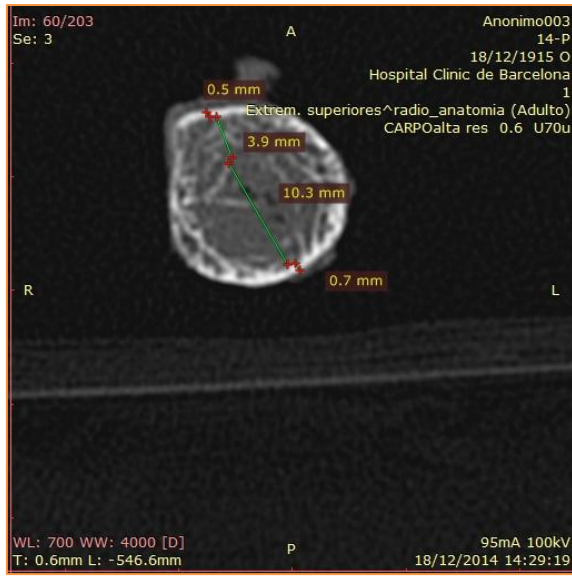
Espècimen 14:



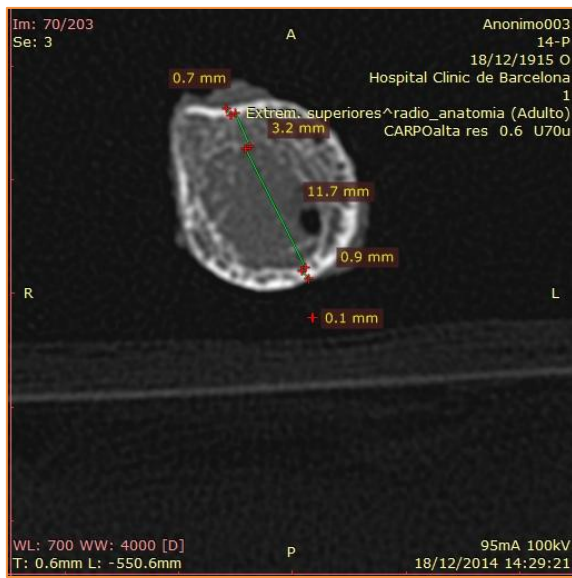
Mesures gruixos pla sagital en les tres parts de la tuberositat.



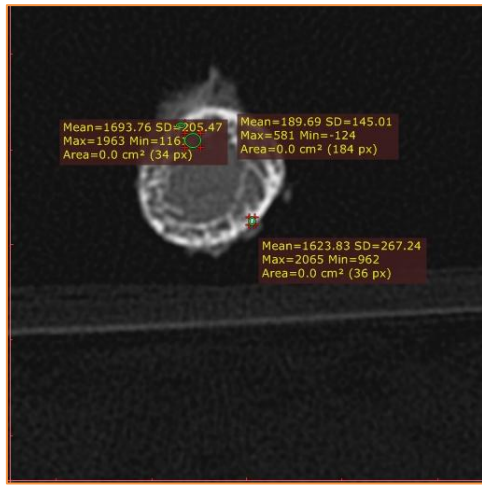
Mesures gruixos pla axial en la part proximal de la tuberositat.



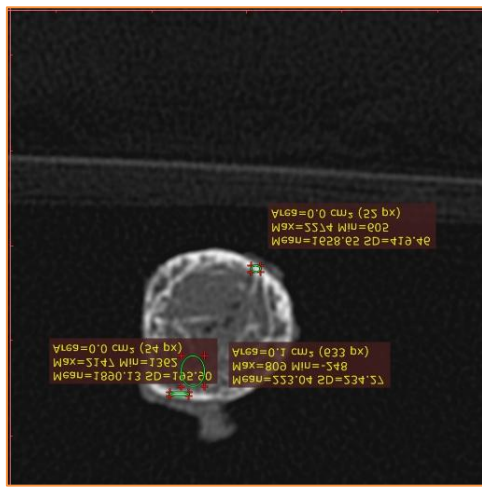
Mesures gruixos pla axial en la part mitja de la tuberositat.



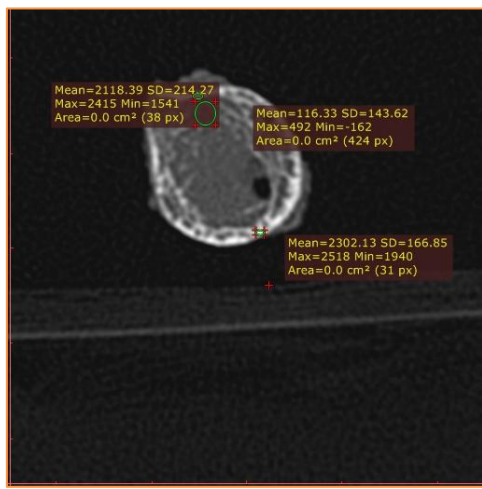
Mesures gruixos pla axial en la part distal de la tuberositat.



Mesures densitats pla axial en la part proximal de la tuberositat.



Mesures densitats pla axial en la part mitja de la tuberositat.

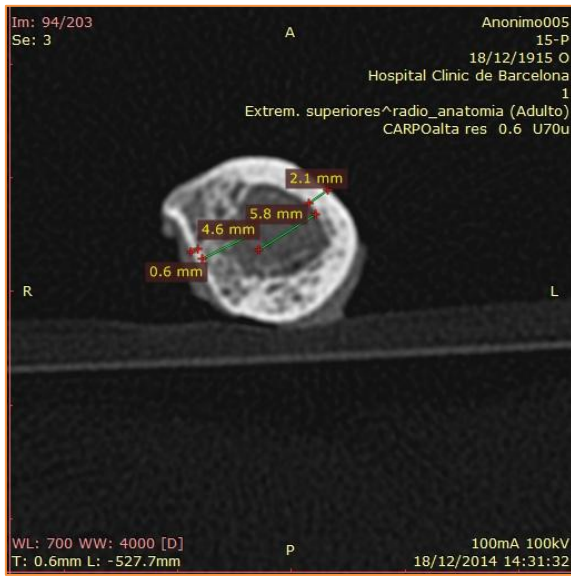


Mesures densitats pla axial en la part distal de la tuberositat.

Espècimen 15:



Mesures gruixos pla sagital en les tres parts de la tuberositat.



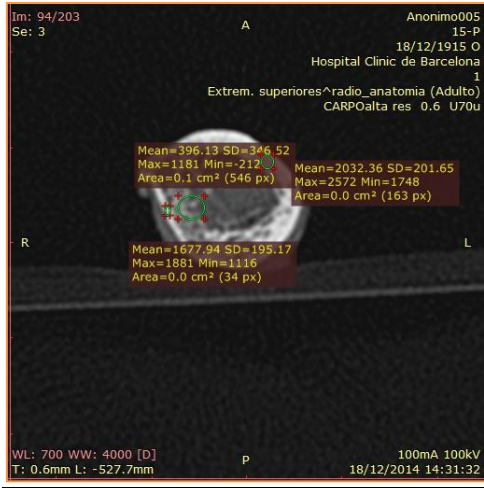
Mesures gruixos pla axial en la part proximal de la tuberositat.



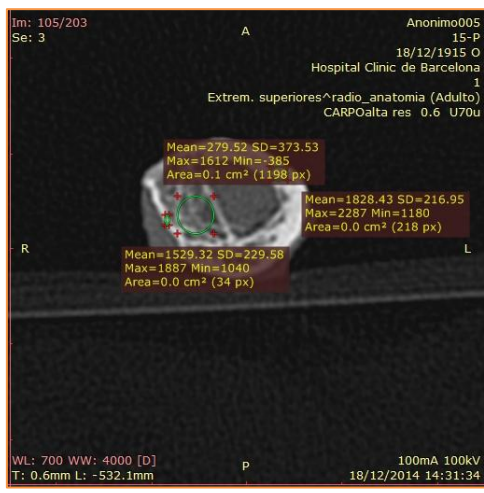
Mesures gruixos pla axial en la part mitja de la tuberositat.



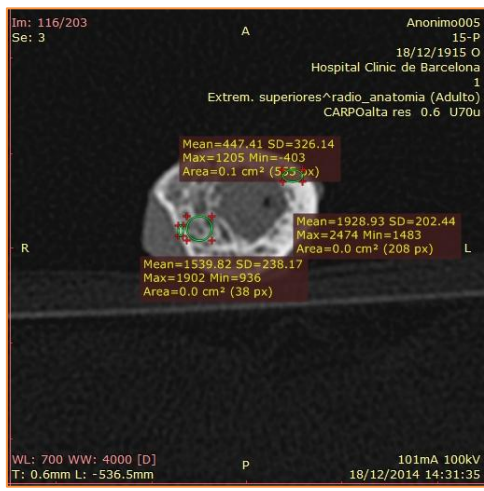
Mesures gruixos pla axial en la part distal de la tuberositat.



Mesures densitats pla axial en la part proximal de la tuberositat.



Mesures densitats pla axial en la part mitja de la tuberositat.

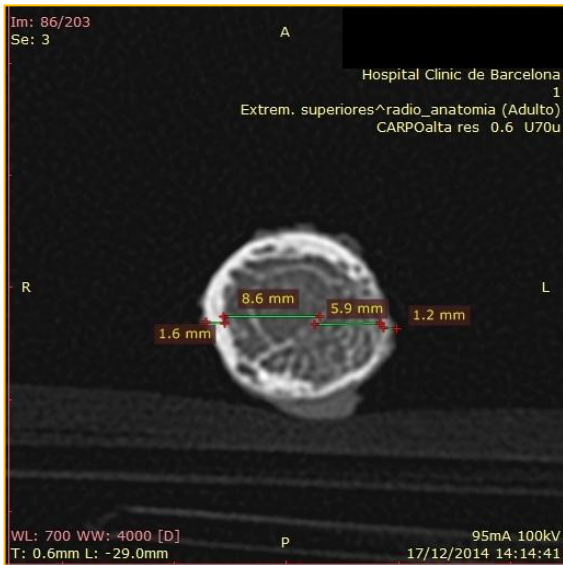


Mesures densitats pla axial en la part distal de la tuberositat.

Espècimen 16:



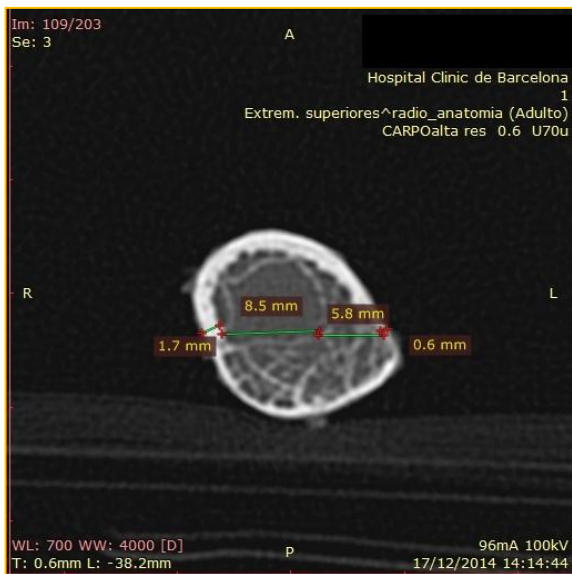
Mesures gruixos pla sagital en les tres parts de la tuberositat.



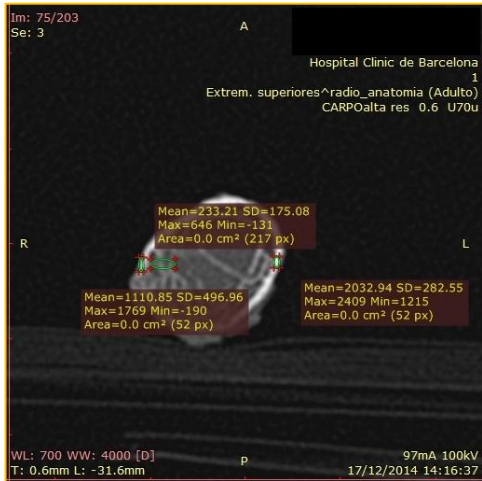
Mesures gruixos pla axial en la part proximal de la tuberositat.



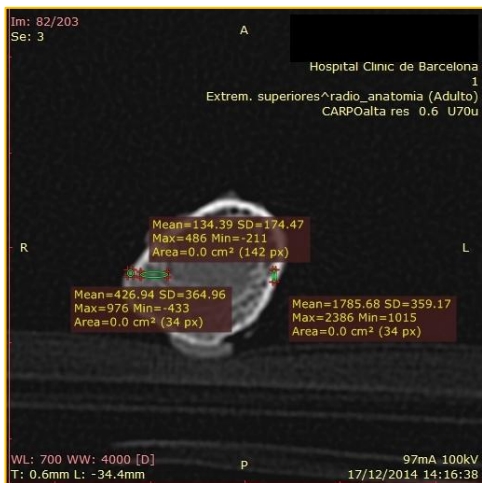
Mesures gruixos pla axial en la part mitja de la tuberositat.



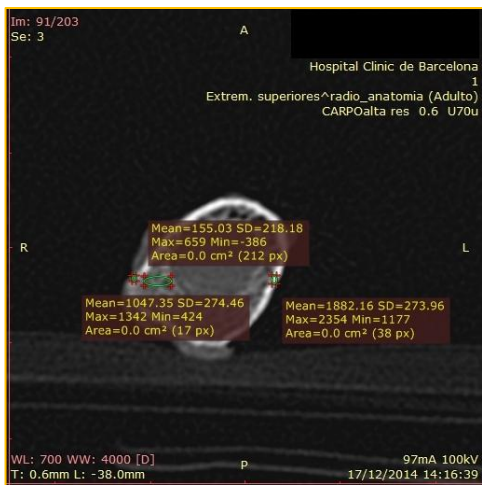
Mesures gruixos pla axial en la part distal de la tuberositat.



Mesures densitats pla axial en la part proximal de la tuberositat.



Mesures densitats pla axial en la part mitja de la tuberositat.



Mesures densitats pla axial en la part distal de la tuberositat.

6.4.2. ARTICLE:

Bicipital tuberosity bone characteristics in surgical reattachment of the distal biceps tendon: anatomical and radiological study.

*Author's personal copy*Surg Radiol Anat
DOI 10.1007/s00276-016-1711-0

ORIGINAL ARTICLE

Bicipital tuberosity bone characteristics in surgical reattachment of the distal biceps: anatomical and radiological study

Alexandre Lázaro-Amorós¹ · Xavier Tomás-Batlle² · José Ballesteros-Betancourt^{3,4} · José Ríos Guillermó^{5,6} · Xavier Gómez-Bonfills¹ · Xavier Cardona-Morera de la Vall¹ · Manuel Llusà-Pérez^{7,3}Received: 10 October 2015 / Accepted: 6 June 2016
© Springer-Verlag France 2016

Abstract

Purpose The aim of this study was to measure the cortical thickness and bone density of the different parts of the bicipital tuberosity, to evaluate the importance of these variables on resistance to pulling out of distal biceps tendon reinsertion implants.

Methods Sixteen cadaveric arms were used for this study. A multiple detector computed tomography was performed in each proximal radius. Bone thickness and density of anterior, posterior cortex and anterior trabecular bone were measured in proximal, medial and distal parts of the bicipital tuberosity. Statistical and concordance analyses of results were performed.

Results In our specimens, the medial and distal parts of the anterior cortex and the anterior trabecular bone were thicker, mean 11.3 mm SD 2.72 and 11.17 mm SD 3.05, with a significant difference when compared to the proximal part; mean 10.3 mm SD 2.35, of radial tuberosity. The three posterior segments were all thicker compared to the anterior cortex (proximal 3.15 SD 1.31; medial 3.33 SD 1.5; distal 3.34 SD 1.43 mm), but without statistical differences between them. The measured bone density was equivalent in the three portions of the anterior cortex and trabecular bone [proximal 1924.63 SD 547.22; medial 1848.19 SD 538.59; distal 2100.47 SD 396.32 Hounsfield units (HU)]. The posterior cortex was denser compared to the anterior cortex and the anterior trabecular bone in all the segments (proximal 1962.63 SD 223.57; medial 1907.16 SD 232.08; distal 1987.06 SD 189.12 HU), but without statistical differences between the three parts.

Conclusions Based on the results of this anatomic study which have demonstrated that anterior cortex and anterior trabecular bone of the medial and distal regions of the bicipital tuberosity are thicker than proximal part, we postulate that these segments could give better pulling out resistance to monocortical implants. Our findings suggest that the strongest parts of the bicipital tuberosity are the proximal and medial parts of the posterior cortex. We can afford them drilling across the radius using a bicortical implant in the proximal and medial section of the radial tuberosity. Furthermore, we suggest that an increased margin of safety could be achieved to prevent injury to the posterior interosseous nerve, drilling the cortical hole in the proximal part of the radial tuberosity without losing resistance properties.

& Alexandre Lázaro-Amorós
alazaro@mc-mutual.com

¹ Orthopaedic and Traumatology Surgery Department, MC Mutual Clinic, C/Copèrnic 58, 08012 Barcelona, Spain

² Radiology Department, Hospital Clínic Barcelona, Barcelona, Spain

³ Orthopaedic and Traumatology Surgery Department, Hospital Clínic Barcelona, Barcelona, Spain

⁴ Macro- and Micro-Dissection and Surgical Anatomy Laboratory, Human Anatomy and Embryology Department, Faculty of Medicine, Barcelona University, Barcelona, Spain

⁵ Medical Statistics Core Facility, IDIBAPS, (Hospital Clínic), Barcelona, Spain

⁶ Biostatistics Unit, Faculty of Medicine, Universitat Autònoma de Barcelona, Barcelona, Spain

⁷ Upper Extremity Unit, Macro- and Micro-Dissection and Surgical Anatomy Laboratory, Human Anatomy and Embryology Department, Faculty of Medicine, Barcelona University, Barcelona, Spain

Keywords Biceps brachii · Computed tomography · Anatomical study · Radial tuberosity

Published online: 13 June 2016

*Author's personal copy***Introduction**

The bicipital tendon injury is a relatively uncommon injury with an incidence of 1.2 per 100,000 [15]. The most common injuries of the distal biceps tendon are complete tears. Distal biceps tendon rupture comprises 3 % of all biceps injuries and typically occurs in the dominant arm of a male in his 40s–50s after a single forceful eccentric load applied to the flexed elbow [16].

The biceps insertion is on the ulnar margin of the radial tuberosity and creates a so-called 'footprint' on the bone [1, 8, 10]. The disparity in appearance, length and width of the tendon and angulation of the tuberosity has gained recent interest as factors that may be significant in surgical tendon reattachment [8, 10, 15]. Usually, the tendon footprint occupies almost the full length but only half the width of the tuberosity [10, 15].

The bicipital tendon injury is diagnosed on a basis of clinical symptoms; there is an increased incidence in weightlifters, smokers, and those who use anabolic steroids [16, 20]. Magnetic resonance imaging (MRI) and ultrasound imaging (US) can be used when the diagnosis of distal biceps tendon rupture is unclear [17, 19]. Surgical reattachment has become the usual treatment, particularly when full functional recovery is desirable. Non-operative treatment is considered for older, sedentary individuals who do not require strength and endurance in elbow flexion and supination [3, 15, 18].

Recently, more attention has focused on the bone specific characteristics when the anatomical tendon reinsertion to the radial tuberosity is performed [10]. There is paucity of studies that have analyzed the features of the bone in the tuberosity, its thickness, and density in its different parts, and its possible importance in assuring a good resistance to pulling out of the implants use in surgical reinsertion of the distal biceps tendon.

The primary objective of this study was to describe more accurately the characteristics of the radial bone in the different parts of the bicipital tuberosity and the secondary objective was to analyze the possible importance when the surgeon decides where the device should be implanted. A clear understanding of the anatomical characteristics of the bone could be helpful when planning and performing a distal biceps tendon repair, regardless of the technique chosen. Our hypothesis was that the different parts of the radial tuberosity were not equivalent when bone thickness and density were measured. Our null hypothesis was that there were no differences in bone characteristics on the different parts of the bicipital tuberosity.

Materials and methods

Sixteen unpaired cryopreserved adult radius (eight left and eight rights) were used for this study; the sample size was estimated based on historical bibliography from similar studies [14, 22]. This procedure was developed in the Department of Anatomy at the Universitat de Barcelona, Spain. None of the limbs had signs of previous injury, abnormality, or disease. The mean age of the donors was 72 years (range 59–82 years) at the time of death. The limbs were from seven male and nine female donors. All soft tissue, except for the distal one-half of the biceps muscle belly and its tendon, was removed. The distal biceps tendon was then removed sharply from its insertion and measurements of the dimensions of the radial tuberosity were then made.

In each cryopreserved radius, a multiple detector computed tomography (MDCT) scanner with 64 detector rows (Somatom Sensation 64 Systems, Siemens Healthcare, Erlangen, Germany) was used for the imaging acquisition. The proximal third of radius was imaged in the axial plane, with a slice thickness of 0.625 mm, and was reconstructed in the craniocaudal direction and sagittal plane. A data matrix of 512 × 512 was chosen. The images of the MDCT were transferred to Radiant Net Viewer (TeraRecon Inc., San Mateo, CA, USA) for their analysis. The axial axis was referenced on the joint articular line of the radial head. The sagittal plane was referenced to the long axis of the proximal radius. We divided the tuberosity into three equal parts using the central part of each of them on the radial side of the ridge, where implants are usually placed to perform all the measurements. On selected slices, measures of the thickness of the anterior cortical bone, anterior trabecular bone and posterior cortical bone in the proximal, medial and distal part of the radial tuberosity were obtained, using the Radiant viewer built-in software ruler with a calibrated accuracy of 0.1 mm. The measures of the posterior cortex were performed in the opposite part of the radius continuing a straight line perpendicular to the axial view in the CT (Fig. 1). The same location was used to measure the bone density (HU Hounsfield units) of the different parts of the tuberosity. Those measures were double-blind performed by two readers, a senior radiologist (XT) and a senior orthopedic surgeon (AL). Before using all the CT measures, a concordance analysis was performed.

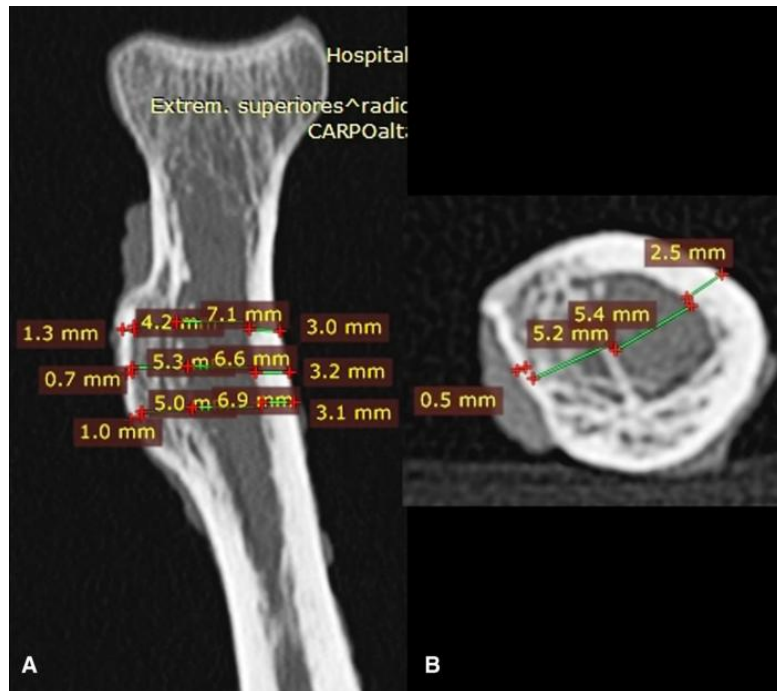
Statistical analysis

To evaluate differences between the proximal, medial and distal location in CT measurements, we estimated ratios and their 95 % confidence intervals (95 % CI) between these three sections. Power analysis was done with a 20 %

Author's personal copy

Surg Radiol Anat

Fig. 1 Measures of the thickness of the anterior cortical bone, trabecular bone and posterior cortical bone in the proximal, medial and distal parts of the radial tuberosity



difference consider as clinically significant using generalized estimating equations (GEE), with an unstructured matrix to account for intra-specimen correlation for location. These GEE models were used to assess differences between procedures (in ratio estimates), including the identification number of the specimen as repeated measure and position as fixed factor. Lin concordance coefficients (LCC) and their corresponding 95 % CI were used as the main measures of agreement between both observers (XT and AL). LCC [12] measures the accuracy and precision to determine whether data observed diverge significantly from the perfect concordance. A linear regression at the origin (0.0) and 45° (i.e., the slope of the line) equals one. This value increases from 0 to 1 as the accuracy and precision of the observed data improve. The agreement was classified as: poor (< 0.21), fair (0.21–0.40), moderate (0.41–0.60), substantial (0.61–0.80) or high (> 0.81). All analyses considered a two-tailed Type I Error = 0.05. IBM SPSS ver. 20 (Armonk, NY, USA) was used for all statistical analyses.

Results

All the distances required were quantified. Scans taken at the level of the proximal, medial, distal parts of the tuberosity were used for cortical measurements. The bone

density was measured in the same places where the cortical measures were performed. The external osteology of bicipital tuberosity in our specimens showed that the length was on average 18.2 mm and the width of 7.6 mm; the mean diameter of the radial head was 22.72 mm.

MDCT osteology of radial tuberosity

The radial tuberosity was imaged in the sagittal and axial planes. The cortical thickness of anterior, posterior radial cortex and the anterior trabecular bone was measured in mm in both views (axial and sagittal). These measurements are shown in Table 1. The bone densities in the different parts were also taken from axial CT images, and results are presented in Table 2.

The LCC between observers (XT & AL) in thickness measurements in the anterior cortex and the anterior trabecular bone was 0.92 (95 % CI 0.87; 0.96), in the medullary canal 0.92 (95 % CI 0.86; 0.96), and in the posterior cortex 0.89 (95 % CI 0.82; 0.94). The LCC in densitometry measurements in the anterior cortex and anterior trabecular bone was 0.66 (95 % CI 0.49; 0.79) and in the posterior cortex 0.13 (95 % CI 0; 0.37).

In Table 1, we compared the thickness results. We found that the posterior cortex was statistically significantly thicker than the anterior cortex in all the different parts of the tuberosity. The summation of the middle part

Author's personal copy

Table 1 Mean thickness (mm) measurements in proximal, medial and distal radial tuberosity

	Location		Comparison			
	Proximal	Medial	Distal	Medial/distal	Medial/proximal	Proximal/distal
Anterior cortex (AC) and trabecular bone (TB)	10.3 (2.35) (5.6–14.3)	11.67 (2.72) (7.05–18.45)	11.17 (3.05) (5.85–17.9)	1.06 (0.98; 1.14)	1.14 (1.04; 1.24)	0.93 (0.85; 1.02)
Medullary canal	16.23 (2.29) (12.35–20.75)	16.74 (3.03) (12–23.15)	17.15 (3.36) (12.85–24.6)	0.98 (0.94; 1.02)	1.03 (0.98; 1.08)	0.95 (0.9; 1.004)
Posterior cortex (PC)	3.15 (1.31) (1.45–5.25)	3.33 (1.5) (1.35–5.9)	3.34 (1.43) (1.4–5.95)	0.99 (0.93; 1.05)	1.04 (0.98; 1.11)	0.95 (0.88; 1.02)

Data are represented as mean (SD) and range (min to max). Differences between regions were estimated by means ratio (95 % CI) from GEE models previously described

Table 2 Mean densitometry (HU) measurements in proximal, medial and distal tuberosity

	Location		Comparison			
	Proximal	Medial	Distal	Medial/distal	Medial/proximal	Proximal/distal
Densitometry AC and TB	1924.63 (547.22) (977.5–2948.5)	1848.19 (538.59) (932.5–2934.5)	2100.47 (396.32) (1339.5–3153.5)	0.86 (0.77; 0.95)	0.96 (0.86; 1.07)	0.89 (0.79; 1.003)
Densitometry PC	1962.63 (223.57) (1326–2199)	1907.16 (232.08) (1165.5–2245.5)	1987.06 (189.12) (1576.5–2278)	0.96 (0.89; 1.03)	0.97 (0.88; 1.07)	0.99 (0.92; 1.05)

Data are represented as mean (SD) and range (min to max). Differences between regions were estimated by means ratio (95 % CI) from GEE models previously described

AC anterior trabecular bone, PC posterior cortex

Author's personal copy

Surg Radiol Anat

of the anterior cortex and the anterior trabecular bone was the thickest when we compared it to the proximal or distal parts, but the differences were only significant in the proximal part. The medullary canal was wider in the distal part, but no significant differences were found when we compared results with the other parts. The middle part of the posterior cortex was thicker but not with statistically significant differences compared with the proximal and the distal part (Table 1).

There were no differences in density between the proximal or medial parts of the anterior cortex and the anterior trabecular bone. The density of the distal part of the summation of the anterior cortex and anterior trabecular bone was higher compared to the other parts but only with a statistically significant difference in the medial part of the tuberosity. All the posterior cortex densities were significantly higher, especially in the medial part, compared to the anterior cortex and the summation of the anterior cortex and anterior trabecular bone. There were no significant differences between the different segments of the posterior cortex (Table 2).

Discussion

The bicipital injury is a relatively uncommon injury with an incidence of 1.2 per 100,000 [15]. The circumstances of injury in most cases are an eccentric violent muscle contraction while carrying loads or after falling onto an outstretched arm [20]. Degenerative tendon changes as well as the use of anabolic steroid or smoking likely increase the risk of tendon rupture [20]. Current research supports surgical repair of distal biceps tendon ruptures in patients requiring restoration of elbow flexion and supination strength and endurance [3].

Previous investigations have described the standard structure of the radial tuberosity in many biomechanical studies [4, 14, 22]. Prior CT measurements were valuable when assessing the different loads to failure and displacement of the multiple techniques of reinsertion. The present study tried to show if the different parts of the tuberosity were equivalent regarding bone resistance when the cortical thickness and bone density of the proximal, medial and distal parts of the radial tuberosity were taken previously in consideration.

Several authors have described the extreme variability of the shape of the bicipital tendon in its insertion into the radial tuberosity [1, 2, 6, 8, 10, 11]. We believe this is a crucial aspect because it makes it impossible to reproduce it. For this reason, we considered that tendon form should not be a determining factor in deciding where to put the implant. We consider that the shape of the tuberosity and the bone characteristics are the most constant elements to

take into account when deciding where to place the implant. The published anatomic measurements of the distal biceps tendon footprint in the radial tuberosity are variable. Our mean measured length (18.2 mm), width (7.6 mm) and area (138.3 mm²) were on average similar to previously reported values of the average length (14–22 mm), width (2–9 mm) and area (108–150 mm²) [1, 3, 15]. The localization where to take measurements in the radial tuberosity was a concern for us, to make results consistent and reproducible. We decided to divide the tuberosity into three equal parts using the mid part of each of them just on the radial side of the ridge to perform measurements, usually where implants are placed. The measurements of the posterior cortex were performed in the opposite part of the radius continuing a straight line perpendicular to the radial axial view in the CT to reproduce the direction of the drill used in bicortical implants.

To validate our measurements, we performed a concordance analysis, showing that thickness results had a very high LCC between observers. However, density results had a low LCC. These types of disparities between densitometric measurements are most likely originated because of different sizes of the area recorded, with close overlap between the highest (“cortex bone density”) and the lowest (“air”) densities, and are reported as normal [5, 23].

The study results summarized in Tables 1 and 2 established that the bone endurance is equivalent between the distal and medial parts of the anterior cortex, and the anterior trabecular bone and superior to the proximal part. The posterior cortex was thicker and denser with a statistically significant difference when compared to the anterior cortex in all the different parts of the tuberosity. The summation of the anterior cortex and the anterior trabecular bone densities were also statistically lower compared to the posterior cortex density. The medial part of the posterior cortex was the thicker and denser one without a statistically significant difference compared to the proximal and distal parts.

The authors believe that the bone tuberosity implant location remains important because the posterior interosseous nerve (PIN) represented a concern when bicortical reinsertion techniques were adopted; the point of perforation of the posterior cortex and implant situation represented the major risk for nerve injury [9]. Other authors [7, 13, 21] performing a cadaveric study have tried to prevent the PIN lesion changing the position of the posterior cortex hole. However, in all cases, the situation of the anterior hole was in the central part of the tuberosity. They concluded that medial or proximal parts of the tuberosity represent the safest place to implant a bicortical device.

With this study results, we consider that the distal transfer of the implant could also be regarded in the

Author's personal copy

monocortical implants without changing the bone endurance. We also ponder that changing the placement of the implant in the tuberosity of bicortical devices could represent an advantage to prevent the nerve lesions without modifying the bone endurance properties when the distal biceps reinsertion are performed. Implant positioning in the proximal part of the tuberosity with a perpendicular angle drilling pin trajectory to the posterior cortex could make easier and harmless the anterior access, without changing the bone strength properties of the reattachment in the bicortical devices. When the implant was positioned in the medial part of the tuberosity, a proximal drilling pin trajectory would be advisable.

To our knowledge, this is the first article evaluating the relationship between MDCT bone variables (thickness and density) of the radial tuberosity, which can be important for implant position decision. The clinical implications of the study findings are: (1) the minimal effect of the proximal implant positioning in the bone endurance in the bicortical devices implantation and (2) that the distal translation of the device could also be considered in the monocortical implants without changing the bone strength.

The present study had several limitations including the small sample size, which was in part due to limited resources. Demographics such as age and gender were obtained from all subjects. Even though no clinical history data were available, this was not considered to be a major problem that could interfere with our study results. Low LCC in density measurements may also represent a problem to solve in future research.

Compliance with ethical standards

Ethical standards The authors declare that the experiments complied with the current laws of Spain.

Conflict of interest The authors declare that they have no conflict of interest.

References

- Athwal GS, Steinmann SP, Rispoli DM (2007) The distal biceps tendon: footprint and relevant clinical anatomy. *J Hand Surg Am* 32(8):1225–1229
- Bachoura A, Sasaki K, Kamineni S (2013) Analysis of age-related degenerative changes of the biceps brachii distal footprint. *J Surg Orthop Adv* 22(4):304–309
- Baker BE, Bierwagen D (1985) Rupture of the distal tendon of the biceps brachii: operative vs. non-operative treatment. *J Bone Joint Surg Am* 67A:414–417
- Berlet GC, Johnson JA, Milne AD, Patterson SD, King GJ (1998) Distal biceps brachii tendon repair. An in vitro biomechanical study of tendon reattachment. *Am J Sports Med* 26(3):428–432
- Burghardt AJ, Link TM, Majumdar S (2011) High-resolution computed tomography for clinical imaging of bone microarchitecture. *Clin Orthop Relat Res* 469(8):2179–2193
- Cho C-H, Song K-S, Choi I-J, Kim D-K, Lee J-H, Kim H-T, Moon Y-S (2011) Insertional anatomy and clinical relevance of the distal biceps tendon. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 19:1930–1935
- Duncan D, Lancaster G, Marsh SG, Michaelson JE, Lemos SE (2013) Anatomical evaluation of a cortical button for distal biceps tendon repairs. *Hand* 8(2):201–204
- Forthman CL, Zimmerman RM, Sullivan MJ, Gabel GT (2008) Cross-sectional anatomy of the bicipital tuberosity and biceps brachii tendon insertion: relevance to anatomic tendon repair. *J Shoulder Elbow Surg* 17(3):522–526
- Heidari N, Kraus T, Weinberg AM, Weiglein AH, Grechenig W (2011) The risk injury to the posterior interosseous nerve in standard approaches to the proximal radius: a cadaver study. *Surg Radiol Anat* 33(4):353–357
- Hutchinson HL, Gloystein D, Gillespie M (2008) Distal biceps tendon insertion: an anatomic study. *J Shoulder Elbow Surg* 17(2):342–346
- Kumar H, Das S, Rath G (2008) An anatomical insight into the third head of biceps brachii muscle. *Bratisl Lek Listy* 109(2):76–78
- Lin LI (1989) A concordance correlation coefficient to evaluate reproducibility. *Biometrics* 45(1):255–268
- Lo E-Y, Li C-S, Van de Bogaerde JM (2011) The effect of drill trajectory on proximity to the posterior interosseous nerve during cortical button distal biceps repair. *Arthrosc* 27(8):1048–1054
- Mazzocca AD, Burton KJ, Romeo A, Santangelo S, Adams D, Arciero R (2007) Biomechanical evaluation of 4 techniques of distal biceps brachii tendon repair. *Am J Sports Med* 35(2):252–258
- Mazzocca AD, Cohen M, Berkson E, Nicholson G, Carofino BC, Arciero R et al (2007) The anatomy of the bicipital tuberosity and distal biceps tendon. *J Shoulder Elbow Surg* 16(1):122–127
- Morrey BF (1999) Biceps tendon injury. *Instr Course Lect* 48:405–410
- Pereira DS, Kvitne RS, Liang M, Giacobetti FB, Ebramzadeh E (2002) Surgical repair of distal biceps tendon ruptures: a biomechanical comparison of two techniques. *Am J Sports Med* 30(3):432–436
- Rantanen J, Orava S (1999) Rupture of the distal biceps tendon. A report of 19 patients treated with anatomic reinsertion, and a meta-analysis of 147 cases found in the literature. *Am J Sports Med* 27(2):128–132
- Ruland RT, Dunbar RP, Bowen JD (2005) The biceps squeeze test for diagnosis of distal biceps tendon ruptures. *Clin Orthop Relat Res* 437:128–131
- Safran MR, Graham SM (2002) Distal biceps tendon ruptures. *Clin Orthop Relat Res* 404:275–283
- Saldua N, Carney J, Dewing C, Thompson M (2008) The effect of drilling angle on posterior interosseous nerve safety during open and endoscopic anterior single-incision repair of the distal biceps tendon. *J Arthrosc Relat Surg* 24(3):305–310
- Siebenlist S, Lenich A, Buchholz A, Martetschläger F, Eichhorn S, Heinrich P et al (2011) Biomechanical in vitro validation of intramedullary cortical button fixation for distal biceps tendon repair: a new technique. *Am J Sports Med* 39(8):1762–1768
- Tjong W, Kazakia GJ, Burghardt AJ, Majumdar S (2012) The effect of voxel size on high-resolution peripheral computed tomography measurements of trabecular and cortical bone microstructure



7. DISCUSSIÓ

7.1 GENERALITATS

La lesió bicipital és una lesió relativament poc freqüent, amb una incidència d'1,2 per 100.000 habitants/any⁴¹. El mecanisme de la lesió en la majoria dels casos és una contracció excèntrica mentre que es porta una càrrega pesada o després d'una caiguda sobre el braç estès^{6,42}. Els canvis degeneratius del tendó, així com l'ús d'esteroides anabòlics y el tabaquisme probablement augmenten el risc de trencament del tendó^{6,42}. La literatura actual dóna suport a la reparació quirúrgica de les ruptures del tendó del bíceps distal en pacients que requereixen la restauració de la força de flexió del colze, de supinació de l'avantbraç i de resistència a l'esgotament en exercicis repetitius^{22,43}.

El tractament no quirúrgic del trencament del bíceps distal, encara que té resultats clínics acceptables^{18-19,44}, són en comparació inferiors als de reparació quirúrgica del tendó en termes de recuperació de la flexió, la supinació i la resistència^{18-19,22,45}. Avui en dia la reparació quirúrgica anatòmica de les lesions del tendó distal del bíceps presenten uns resultats amb una millora significativa en les proves funcionals que justificant el procediment^{18,46-47}.

Les complicacions quirúrgiques no són insignificants; l'ossificació heterotòpica amb la freqüent pèrdua de moviment, la sinòstosi radiocubital i paràlisi del nervi interossi posterior són les més preocupants⁴⁸. Mazzoca et al³³ en el seu article va descriure la tècnica de reparació perfecta com aquella que proporciona una

restitució anatòmica amb una baixa morbiditat quirúrgica i que permet l'inici de la mobilitat del colze precoç amb una taxa de complicacions molt baixa.

El procediment quirúrgic clàssic descrit a la literatura per un trencament del tendó distal del bíceps es realitzava amb un accés amb 2 incisions i va ser descrit per Boyd i Anderson el 1961⁴⁶ i posteriorment modificat per Morrey et al¹⁸. El tipus de reparació mitjançant una sutura transòssia del tendó ha estat considerada com la tècnica clàssica¹⁸ de les reparacions, però durant els últims 20 anys moltes altres tècniques quirúrgiques han estat descrites amb bons resultats clínics i biomecànics^{18,45-46,49-50}.

L'ús d'accessos quirúrgics anteriors únics i limitats també s'ha popularitzat durant la passada dècada^{49,51-52}, però sembla que malgrat aquestes modificacions tècniques, la taxa de complicacions és encara semblant a la notificada en les tècniques amb doble accés^{31,50,53-54}. Estudis recents han suggerit que les que utilitzen botons corticals ofereixen els millors resultats biomecànics en termes de càrrega màxima prèvia a la fallada així com en el desplaçament després càrregues cícliques quan es comparen amb altres dispositius^{34,55-56}.

La tècnica amb el botó cortical endomedul·lar tracta de minimitzar el risc quirúrgic a través de l'ús d'un accés limitat anterior. En el nostre estudi hem utilitzat el dispositiu Endobutton (Smith & Nephew, Andover, Massachusetts, EUA) com a implant. Considerem que introduir el botó cortical en una posició endomedul·lar presenta avantatges respecte de la tècnica bicortical clàssica; (i) podem prevenir

les lesions del NIP ja que només cal un accés únic anterior i no es treballa al costat del nervi, (ii) desapareixen les molèsties cutànies per compressió produïdes pel botó cortical recolzat en la cortical posterior, i (iii) s'evita el debilitament excessiu de l'òs de la tuberositat al només travessar la cortical anterior disminuint així el risc de fractures.

7.2 MODEL BIOMECÀNIC

En el nostre model biomecànic hem intentat minimitzar tots els biaixos prèviament a la comparació de les dues tècniques. S'han utilitzat els mateixos espècimens en els dos grups, es va decidir retirar el tendó del bíceps perquè en assajos previs es va observar una gran variabilitat en el seu comportament durant les càrregues cícliques degut en part al deteriorament del tendó en el cadàver, però també per evitar la variabilitat pròpia de cada subjecte³⁴.

Les dades anatòmiques publicades de l'empremta del tendó del bíceps a la tuberositat del radi són variables^{22,41,57}, la nostra longitud mitja mesurada era de 18,2 mm, amb una amplada mitja de 7,6 mm i l'àrea mitja de 138,3 mm². Aquests valors van en la línia dels divulgats prèviament, on la longitud mitja era de 14 a 22 mm, l'ample mig de 2 a 9 mm, i l'àrea mitja de 108 a 150 mm².

Diversos autors han descrit l'extrema variabilitat de la forma del tendó bicipital en la seva inserció en la tuberositat radial^{23,57-61} creiem que aquest és un aspecte molt important, ja que fa impossible reproduir amb exactitud la petjada del tendó bicipital a la tuberositat. En conseqüència, considerem que no ha de ser un factor determinant per decidir on col·locar l'implant. Pensem que la forma de la tuberositat i les característiques òssies són els factors més constants a tenir en compte en el moment de decidir on col·locar l'implant.

En tots els espècimens abans dels tests biomecànics es va realitzar un MDCT per quantificar el gruix cortical (mm) i la densitat mineral òssia (unitats Hounsfield-HU) de la tuberositat per poder reduir al mínim el biaix propi de les diferències en la qualitat del òs entre els espècimens^{34,39}, aquestes dades es van utilitzar durant l'anàlisi estadístic dels resultats de la prova biomecànica.

Un altre element imprescindible per la reproductibilitat del model era l'ús del mateix material de sutura per fer la reparació, en el nostre cas vàrem fer servir un fil de sutura tipus Fiberwire n°2 (Arthrex Inc, Naples, Florida, EUA), també es considerà necessari utilitzar la mateixa tècnica de sutura del botó cortical en els dos procediments analitzats.

L'eix de tracció escollit pel dinamòmetre electrònic va ser el perpendicular a la superfície del radi. Altres autors també han utilitzat aquest eix en les seves proves biomecàniques amb altres tècniques de fixació^{29,31,34,39}. En el nostre model el sistema (dinamòmetre + sutura + botó + òs + fixador extern) es prepararà prèviament a la càrrega cíclica, amb una força de tracció sostinguda de 10 N durant 1 min, d'aquesta manera es considerava que el punt d'inici de tots els experiments seria equivalent i reproduïble en tots els espècimens³¹. Posteriorment els cicles es van realitzar amb 50 N de força de tracció, aquesta xifra es considerada per conveni com la força mitjana desenvolupada pel tendó del bíceps quan el colze esta flexionat 90° graus contra gravetat⁶².

En el nostre model en el primer test carregàvem cíclicament les reparacions 500 vegades, en intervals de 100 cicles. El segon test era la prova que portava al muntatge fins el fracàs final per mitjà d'un cicle únic. Les dues tècniques es realitzaren de forma consecutiva per evitar el deteriorament dels espècimens després d'hores descongelats, però l'ordre de realització i l'espècimen utilitzat eren aleatoritzat prèviament. En comparació amb altres models similars el nombre de cicles del nostre era inferior, però vam considerar, com altres autors, que el desplaçament que es produeix a partir de 500 cicles no era significatiu³⁴ i que podia ser suficient per validar el nostre model. Aquesta mesura també evitava el deteriorament de la peça anatòmica per un temps excessiu a temperatura ambient factor que podia interferir amb els resultats de la segona tècnica realitzada en cadascun dels radis.

Un cop fetes aquestes puntualitzacions vam creure que el nostre model cíclic experimental permetia l'avaluació del desplaçament després de càrregues fisiològiques simulades i també preacondicionar les reparacions abans de la càrrega final fins la resolució del muntatge.

7.3 CARACTERÍSTIQUES ANATOMORADIOLÒGIQUES

En el nostre estudi utilitzant els mateixos espècimens amb les dues tècniques i realitzant l'exploració MDCT prèvia, volíem minimitzar el biaix causat per les característiques òssies intrínseques de cada subjecte que podien alterar els resultats biomecànics. La metodologia i els resultats publicats anteriorment per als mesuraments de l'osteologia externa i del MDCT de la tuberositat radial eren semblants als nostres²³⁻²⁴.

Per tal de validar les mesures obtingudes en el MDCT es va utilitzar el programa Radiant Net Viewer (TeraRecon Inc, San Mateo, CA, EUA). Aquestes mesures van ser fetes per dos investigadors de forma cega e independent i abans d'utilitzar els resultats es va fer una anàlisi de concordança amb el LCC⁴⁰. Aquest anàlisi va mostrar que els resultats obtinguts en mesurar el gruix cortical tenien un alt coeficient de concordança entre observadors, però que els resultats en mesurar la densitat òssia tenien baixa concordança. Aquest tipus de diferències entre els mesuraments densitomètrics de forma probable s'originen per les diferents mides d'àrea utilitzada en el moment de fer la mesura, provocant una superposició entre la densitat més alta (densitat òssia cortical) i les densitats més baixes (aire) i es consideren com a normals per diversos autors i sense transcendència en l'anàlisi dels resultats⁶³⁻⁶⁵.

L'anàlisi dels resultats obtinguts en el MDCT va revelar una diferència significativa entre els gruixos corticals i la densitat mineral òssia dels grups de reparació ($p < 0,001$) com en els estudis d'altres autors³³⁻³⁴.

També es va objectivar que el gruix i la densitat de l'òs tenien un efecte significatiu en els resultats obtinguts en el desplaçament assolit després de les càrregues cícliques i en la càrrega final fins a la resolució del muntatge, altres estudis suggereixen el mateix efecte²⁹.

7.4 TESTS BIOMECÀNICS

El desplaçament mig del botó cortical va ser major en el grup de la tècnica endomedullar amb 3,71 mm (DE 0,84 mm), comparat amb el desplaçament del grup bicortical que va ser de 2,41 mm (DE 0,78 mm). La ràtio observada va ser de 0,61 (IC del 95%: 0,53; 0,7) però quan el resultat es va ajustar amb el gruix cortical i la densitat òssia de cada espècimen, aquesta ràtio va ser de 0,55 (IC 95% 0,21; 1,4) aquests resultats de desplaçament del botó cortical són similars als obtinguts per altres autors amb aquesta mateixa tècnica de botó cortical però feta amb un altre dispositiu equivalent³⁵. Altres autors, amb models de treball similars però utilitzant altres dispositius de fixació van obtenir majors desplaçaments que els observats en el nostre model en les dues tècniques²⁹. Considerem que una diferència 1,3 mm no és clínicament significativa tot i que si ho sigui de forma estadística en el estudi en cadàver. La equivalència clínica entre les tècniques és consistent quan es compara amb els desplaçaments dels implants que Mazzoca³³ va obtenir en el seu protocol: el del túnel ossi era 3,55 mm, 3,42 mm amb el Endobutton, ancoratge amb sutures era 2,33 mm, i amb el cargol interferencial va ser 2,15 mm.

Un cop s'analitzaven el resultats biomecànics del primer test anomenat de càrregues cícliques entre les dues tècniques estudiades, si s'ajustaven pel gruix cortical i la densitat de l'òs de cada espècimen les diferències observades en

relació a la rigidesa del muntatge i l'allargament elàstic del muntatge no van ser estadísticament significatives, aquest resultat son consistents amb la nostra hipòtesi de la influència de la qualitat de l'òs en la resistència mecànica dels implants.

En els resultats biomecànics del segon test anomenat test de càrrega fins la fallada del muntatge, podíem comparar la força que es necessitava portar fins al fracàs el muntatge. Com a consideració prèvia creiem que una diferència en la càrrega de fallada major del 20% era una diferència biomecànicament important. Aquests resultats en el nostre estudi assenyalaven que la força màxima va ser significativament menor ($P < 0,01$) en el grup endomedullar 208,71 N (DE 56,73 N), en comparació amb el grup bicortical 240,16 N (DE 43,08 N). La ràtio entre els dos grups va ser d'1,23 (IC del 95% 1,05; 1,43), però quan el resultat es va ajustar amb el gruix cortical i la de la densitat òssia va ser d'1,11 (IC del 95% 0,58 ; 2,1).

En la nostra opinió, aquests resultats un cop aplicat el gruix cortical i la densitat del òs confirmaven que la diferència entre els grups no era biomecànicament rellevant considerant el 20% de diferència com a significativa. Si tenim en compte només els resultats del grup endomedullar i els comparem amb altres mètodes de fixació monocorticals d'altres estudis, els nostres resultats són biomecànicament equivalents^{29,33,35}.

Nosaka i Sakamoto⁶⁶ van determinar que la força màxima generada de forma excèntrica pel colze humà era entre 100 N i 200 N, i la majoria dels mètodes de

fixació semblen proporcionar la força suficient per permetre el moviment sense augmentar el risc d'arrencament, una complicació per altre banda clínicament infreqüent.

Com ja va indicar Siebenlist³⁴ la compressió de l'òs esponjós trabecular anterior de la tuberositat podria augmentar la resistència de les tècniques endomedul·lars respecte de les purament monocorticals i pot fer menys importants les diferències entre les forces de fallada de les dues tècniques estudiades. En el grup endomedul·lar, 10 de 14 espècimens van fallar per avulsió òssia de la cresta de la tuberositat. Creiem que aquesta diferència en la resistència a la fallada és causada per el diferent gruix entre la part anterior i posterior de la cortical del radi a nivell de la tuberositat.

En 4 dels espècimens, en la tècnica endomedul·lar la causa de la fallada del muntatge va ser el trencament de la sutura, aquests espècimens tenien ossos més gruixuts i més densos en comparació amb la resta del grup, però les diferències no van ser estadísticament significatives respecte de les característiques dels ossos de la resta.

Aquests 4 casos amb densitats i gruixos superiors recolzen el fet que en el pacient viu amb edats més joves i per tan amb ossos més sans i forts, l'arrencament del implant amb tècniques monocorticals sigui una complicació molt infreqüent.

Creiem que les diferències observades en el desplaçament i en la força d'arrencament poden ser considerades modestes entre les 2 tècniques

comparades i que això pot justificar l'ús clínic de la tècnica endomedul·lar. També és important tenir en compte que la posició endomedul·lar del botó cortical evita el risc de lesió del NIP com una complicació iatrogènica en romandre intacta la cortical posterior del radi, complicació greu i relativament freqüent en les tècniques bicorticals.

En treballs biomecànics d'altres autors s'ha descrit l'estructura normal de la tuberositat radial^{39,67-68}. Els mesuraments realitzats amb el MDCT fets abans dels tests biomecànics demostren que les diferències existents entre els ossos de cada espècimen influeixen en els resultats obtinguts en el desplaçament dels implants sotmesos a càrregues cícliques i en les càrregues necessàries per fer fracassar el muntatge.

No obstant això, el present treball tracta de demostrar també si les diferents parts de la tuberositat són equivalents en termes de resistència al fracàs quan el gruix cortical i la densitat mineral òssia del terç proximal, mig i distal de la tuberositat es prenen en consideració abans de col·locar l'implant. Creiem que les característiques del òs són importants perquè les lesions del nervi interossi posterior representen encara una preocupació quan s'utilitzen tècniques de reinserció bicorticals. El lloc de la perforació de la cortical posterior i la situació de l'implant representa, juntament amb l'ús de separadors durant el procediment, els majors riscos pel nervi⁶⁸.

Altres autors^{19,23,69-70} en el seus estudis en cadàver han intentat impedir la lesió del NIP canviant l'orientació del forat cortical posterior però en tots els casos, la situació del forat de la cortical anterior era a la part mitja de la tuberositat, i tots ells conclouen que la part mitja i la proximal de la tuberositat representen els llocs més segurs per a implantar un dispositiu bicortical. Aquestes dues són les parts de la cara posterior de la tuberositat més allunyades del NIP en supinació màxima (posició de perforació i col·locació dels implants en les reinsercions bicorticals).

Quan analitzem els nostres resultats en relació a la resistència mecànica de l'òs del radi en la tuberositat, observem que és equivalent a la part distal i mitja de la cortical anterior i de l'òs trabecular anterior, sent la part proximal la més prima amb una diferència estadísticament significativa respecte les altres ($p < 0,001$).

Amb aquests resultats considerem que el canvi de posició de col·locació de l'implant en la tuberositat a una zona més distal en els implants monocorticals en cas de ser necessari no tindria efectes mecànics en la reinserció del tendó.


En la tècnica bicortical en el nostre estudi la part mitja de la cortical posterior és la més gruixuda i la més densa sense una diferència estadísticament significativa en comparació amb les parts proximal i distal.

Amb aquests altres resultats també podem inferir que el canvi de posició de col·locació de l'implant en la tuberositat a la part proximal o mitja, podria representar un avantatge per a prevenir les lesions nervioses sense canviar els resultats biomecànics de la reinserció bíceps en els implants bicorticals.

El posicionament de l'implant a la part proximal de la tuberositat amb una trajectòria de perforació perpendicular o lleugerament distal cap les parts proximal o mitja de la cortical posterior podria fer més fàcil i innocu l'accés anterior, sense canviar les propietats biomecàniques de la reinserció en els dispositius bicorticals. Quan analitzem les implicacions de les nostres troballes, creiem que la modificació tècnica mínima que representa un canvi en la col·locació de l'implant en una posició més proximal suposa un avantatge a considerar.

Fins on sabem, aquest és el primer estudi que avalua la relació de les característiques dels ossos de la tuberositat radial i la seva importància per decidir el lloc de la col·locació de l'implant, sense que això tingui repercussió sobre la estabilitat de la reinserció e indirectament fent possible minimitzar el risc de lesionar el nervi interossi posterior.

En conclusió, la fixació endomedul·lar amb botó cortical pot proporcionar desplaçaments i càrregues fins al fracàs clínicament equivalents i comparables a les de la tècnica bicortical en aquesta configuració en cadàver així com a d'altres tècniques. Aquests resultats poden suggerir que la fixació endomedul·lar amb botó cortical tipus Endobutton (Smith & Nephew, Andover, Massachusetts, EUA) representa una opció raonable per a la fixació del tendó distal del bíceps.



8. LIMITACIONS DEL TREBALL

En lloc d'òs viu, en el nostre treball hem utilitzat òs de cadàver fresc congelat que ha seguit els protocols de conservació de les peces anatòmiques en congeladors a -30° centígrads i el seu procés de descongelació s'ha fet a temperatura ambient. Sabem que aquest procés fa que la qualitat de l'òs sigui inferior afectant els resultats obtinguts en el desplaçament amb les càrregues cícliques i en la resistència del muntatge al fracàs. Considerem que aquest efecte és semblant en les dues tècniques realitzades i no representa un biaix significatiu en el nostre estudi respecte d'altres publicats previament, però si representa un element a considerar abans de la seva aplicació en pacients vius i està admès en tots els estudis biomecànics fets amb cadàver.

L'edat mitja dels espècimens utilitzats en aquest estudi era més gran que l'edat a la que s'observa clínicament el trencament del tendó distal del bíceps per tant la qualitat de l'òs es pot considerar inferior i pot afectar els resultats. Aquest factor no creiem que representi un biaix en el nostre estudi en haver utilitzat els mateixos espècimens amb les dues tècniques, però si que s'ha de considerar en relació a la seva aplicació posterior en subjectes vius.



9. CONCLUSIONS

1. S'han trobat diferències biomecàniques estadísticament significatives en els desplaçaments després de càrregues cícliques i en les càrregues de fallada entre les dues tècniques de reparació comparades en la reparació de la ruptura del tendó distal del bíceps.
2. Quan es va utilitzar la densitat mineral òssia i el gruix cortical per ajustar els resultats biomecànics no es van trobar diferències que puguessin ser considerades biomecànicament significatives entre els dos grups.
3. Amb els resultats obtinguts per mitjà del MDCT en analitzar les diferents parts de la tuberositat respecte al gruix cortical i la seva densitat mineral òssia el canvi de posició de col·locació de l'implant en la tuberositat radial, representa un avantatge per a prevenir les lesions nervioses sense canviar la resistència mecànica de la reinserció del bíceps tant en implants monocorticals, endomedul·lars i bicorticals.
4. La tècnica de botó cortical endomedul·lar amb dispositiu Endobutton (Smith & Nephew, Andover, Massachusetts, EUA) és un procediment més senzill i menys agressiu que la tècnica bicortical per a la reparació del tendó del bíceps distal i presenta potencialment menys riscos.



10. ALTRES PUBLICACIONS

1.- X Cardona, **A Lázaro**, M Sauné, X Gómez, E Otero. Resultats funcionals de la reinserció del tendó distal del bíceps amb tècnica endobutton modificada. XXVI Congrés de la Societat Catalana de Cirurgia Ortopèdica i Traumatologia-SCCOT. El Vendrell, Maig 2013.

2.- **A Lázaro**, JR Ballesteros, M Llusà, X Cardona, X Gómez. Reinserció del tendó distal del bíceps amb tècnica endobutton monocortical, estudi anatomoquirúrgic. XXVI Congrés de la Societat Catalana de Cirurgia Ortopèdica i Traumatologia-SCCOT. El Vendrell, Maig 2013.

3.- **A Lázaro**, X Cardona, A Sauné, J Ballesteros, M Llusà. Características óseas de la tuberosidad bicipital en la reinserción del tendón del bíceps distal: estudio anatomoradiológico. XIV Congreso SECHC. Menorca, Març 2017.

4.- **A Lázaro**, X Cardona, A Sauné, J Ballesteros, M Llusà. Característiques òssies tuberositat bicipital en la refixació quirúrgica dels bíceps distal. Estudi anatòmic i radiològic. XXX Congrés SCCOT. Sitges Maig 2017.

5.- **A Lázaro.** Característiques òssies de la tuberositat bicipital en la refixació quirúrgica del bíceps distal. Estudi anatòmic i radiològic. Revista de la Societat Catalana de Cirurgia Ortopèdica i Traumatologia. 2017. Vol 3, N°3. p14-19.



11. TREBALLS FUTURS DE LA LÍNIA D'INVESTIGACIÓ

Els resultats obtinguts representen els primers d'una línia d'investigació en la que l'ús dels dinamòmetres electrònics i els suports per càrregues cícliques, representen una peça imprescindible per el desenvolupament de noves tècniques quirúrgiques en cadàver que posteriorment es poden implementar en la practica clínica com ha estat el cas del treball d'aquesta tesi doctoral.

Les línies de recerca de la Unitat d'Anatomia de la Facultat de Medicina de la Universitat de Barcelona són diverses, i la creació del Laboratori de Biomecànica representa una bona oportunitat per molts traumatòlegs que vulguin desenvolupar noves tècniques i comprovar els seus resultats de forma fiable i reproduïble i així validar les seves noves aportacions quirúrgiques, com hem intentat en el nostre treball.

Els treballs biomecànics que s'están desenvolupant están dins del marc de la investigació traslacional. L'estudi de problemes clínics específics en condicions experimentals ens permet obtenir respostes amb possibilitats d'aplicar-ho posteriorment a la pràctica clínica.



12. BIBLIOGRAFIA

Segons estil Vancouver

1. Klonz A, Loitz D, Wöhler P et al. Rupture of the distal biceps brachii tendon: isokinetic power analysis and complications after anatomic reinsertion compared with fixation to the brachialis muscle. *J Shoulder Elbow Surg* 2003 Nov ;12(6):607–11.
2. Hang DW, Bach BRJ, Bojchuk J. Repair of chronic distal biceps brachii tendon rupture using free autogenous semitendinosus tendon. *Clin Orthop Relat Res* 1996;323:188–91.
3. Darlis NA, Sotereanos DG. Distal biceps tendon reconstruction in chronic ruptures. *J Shoulder Elbow Surg* 2006;15(5):614–9.
4. Hallam P, Bain GI. Repair of chronic distal biceps tendon ruptures using autologous hamstring graft and the Endobutton. *J Shoulder Elbow Surg* 2004;13:648–51.
5. Sanchez-Sotelo J, Morrey BF, Adams R. Reconstruction of chronic ruptures of the distal biceps tendon with use of an achilles tendon allograft. *J Bone Joint Surg Am* 2002;84:999–1005.

6. Ruland RT, Dunbar RP, Bowen JD. The biceps squeeze test for diagnosis of distal biceps tendon ruptures. *Clin Orthop Relat Res* 2005; Aug(437):128-31.
7. O'Driscoll SW, Goncalves LB, Dietz P. The hook test for distal biceps tendon avulsion. *Am J Sports Med* 2007 Nov;35(11):1865-9. Epub 2007 Aug 8.
8. Keener JD. Controversies in the surgical treatment of distal biceps tendon ruptures: single versus double-incision repairs. *J Shoulder Elbow Surg* 2011 Mar;20(2 Suppl):S113–25.
9. Kettler M, Lunger J, Kuhn V, et al. Failure strengths in distal biceps tendon repair. *Am J Sports Med* 2007 Sep;35(9):1544–8.
10. Moosmayer S, Odinson A, Holm I. Distal biceps tendon rupture operated on with the Boyd-Anderson technique: follow-up of 9 patients with isokinetic examination after 1 year. *Acta Orthop Scand* 2000 Aug;71(4):399–402.
11. Kelly EW¹, Morrey BF, O'Driscoll SW. Complications of repair of the distal biceps tendon with the modified two-incision technique. *J Bone Joint Surg Am* 2000 Nov;82-A(11):1575-81.

12. Wysocki RW, Cohen MS. Radioulnar heterotopic ossification after distal biceps tendon repair: results following surgical resection. *J Hand Surg* 2007;32-A:1230-6.
13. Miyamoto R, Elser F, Millet P. Current concepts review. Distal Tendon Biceps Injuries. *J Bone Joint Surg Am* 2010;92:2128-38.
14. Banerjee M, Shafizadeh S, Bouillon B, Tjardes T, Wafaisade A, Balke M. High complication rate following distal biceps refixation with cortical button. *Arch Orthop Trauma Surg* 2013 Oct;133(10):1361–6.
15. Chavan PR, Duquin TR, Bisson LJ. Repair of the ruptured distal biceps tendon: a systematic review. *Am J Sports Med* 2008 Aug;36(8):1618–24.
16. Cohen MS. Complications of distal biceps tendon repairs. *Sports Med Arthrosc* 2008 Sep;16(3):148–53.
17. Dobbie R. Avulsion of the lower biceps brachii tendon. Analysis of fifty-one previously unreported cases. *Am J Surg* 1941;51:662–83.

18. Morrey BF, Askew LJ, An KN, et al. Rupture of the distal tendon of the biceps brachii. A biomechanical study. *J Bone Joint Surg Am* 1985;67A:418-21.
19. Safran MR, Graham SM. Distal biceps tendon ruptures. *Clin Orthop Relat Res* 2002;404:275–83.
20. Seiler JG, Parker LM, Chamberland PD, Sherbourne GM, Carpenter WA. The distal biceps tendon. Two potential mechanisms involved in its rupture: arterial supply and mechanical impingement. *J Shoulder Elbow Surg* 1995;4(3):149–56.
21. Nesterenko S, Domire ZJ, Morrey BF, et al. Elbow strength and endurance in patients with a ruptured distal biceps tendon. *J Shoulder Elbow Surg* 2010 Mar;19(2):184–9.
22. Baker BE, Bierwagen D. Rupture of the distal tendon of the biceps Brachii: Operative vs Non-operative treatment. *J Bone Joint Surg Am* 1985;67A:414–7.
23. Hutchinson HL, Gloystein D, Gillespie M. Distal biceps tendon insertion: an anatomic study. *J Shoulder Elbow Surg* 2008;17(2):342–6.

24. Mazzocca AD, Cohen M, Berkson E, et al. The anatomy of the bicipital tuberosity and distal biceps tendon. *J Shoulder Elbow Surg* 2007;16(1):122–7.
25. Krushinski EM, Brown JA, Murthi AM. Distal biceps tendon rupture: biomechanical analysis of repair strength of the Bio-Tenodesis screw versus suture anchors. *J Shoulder Elbow Surg* 2007;16(2):218–23.
26. Grewal R, Athwal GS, Macdermid JC, et al. Single versus double-incision technique for the repair of acute distal biceps tendon ruptures: a randomized clinical trial. *J Bone Joint Surg Am* 2012;1166–74.
27. Fogg Q, Hess B, Rodgers K, et al. Distal biceps brachii tendon anatomy revisited from a surgical perspective. *Clin Anat* 2009;22:346–61.
28. Idler CS, Montgomery WH, Lindsey DP, et al. Distal biceps tendon repair: a biomechanical comparison of intact tendon and 2 repair techniques. *Am J Sports Med* 2006 Jun;34(6):968–74.

29. Pereira DS, Kvitne RS, Liang M, et al. Surgical repair of distal biceps tendon ruptures: a biomechanical comparison of two techniques. *Am J Sports Med* 2002;30(3):432–6.
30. Greenberg JA, Fernandez JJ, Wang T, et al. EndoButton-assisted repair of distal biceps tendon ruptures. *J Shoulder Elbow Surg* 2003 Sep;12(5):484–90.
31. Lemos SE, Ebramzadeh E, Kvitne RS. A new technique: in vitro suture anchor fixation has superior yield strength to bone tunnel fixation for distal biceps tendon repair. *Am J Sports Med* 2004;32(2):406–10.
32. Bisson LJ, De Perio JG, Weber AE, et al. Is it safe to perform aggressive rehabilitation after distal biceps tendon repair using the modified 2-incision approach? A biomechanical study. *Am J Sports Med* 2007 Dec;35(12):2045-50.
33. Mazzocca AD, Burton KJ, Romeo A, et al. Biomechanical evaluation of 4 techniques of distal biceps brachii tendon repair. *Am J Sports Med* 2007 Feb;35(2):252–8.

34. Siebenlist S, Lenich A, Buchholz A, et al. Biomechanical in vitro validation of intramedullary cortical button fixation for distal biceps tendon repair: a new technique. *Am J Sports Med* 2011 Aug;39(8):1762–8.
35. Spang JT, Weinhold PS, Karas SG. A biomechanical comparison of EndoButton versus suture anchor repair of distal biceps tendon injuries. *J Shoulder Elbow Surg* 2006;15(4):509–14.
36. Henry J, Feinblatt J, Kaeding CC, et al. Biomechanical analysis of distal biceps tendon repair methods. *Am J Sports Med* 2007 Nov;35(11):1950–4.
37. Jobin C, Kippe M, Gardner T, et al. Distal biceps tendon repair: a cadaveric analysis of suture anchor and interference screw restoration of the anatomic footprint. *Am J Sports Med* 2009;27:2214–21.
38. Kousa P, Jarvinen T, Vihavainen M, et al. The fixation strength of six hamstring tendon graft fixation devices in anterior cruciate ligament reconstruction. Part 1: femoral site. *Am J Sports Med* 2003;31:174–81.

39. Berlet GC, Johnson JA, Milne AD, Patterson SD, King GJ. Distal biceps brachii tendon repair. An in vitro biomechanical study of tendon reattachment. *Am J Sports Med* 1998;26(3):428–32.
40. Lin LI. A concordance correlation coefficient to evaluate reproducibility. *Biometrics* 1989;45(1):255–68.
41. Mazzocca AD, Cohen M, Berkson E, Nicholson G, Carofino BC, Arciero R, et al. The anatomy of the bicipital tuberosity and distal biceps tendon. *J Shoulder Elbow Surg* 2007;16(1):122–7.
42. Sarda P, Qaddori A, Nauschutz F, Boulton L, Nanda R, Bayliss N. Distal biceps tendon rupture: current concepts. *Injury* 2013 Apr;44(4):417-20.
43. Morrey BF. *The elbow and its disorders*. 4th ed. Philadelphia: Saunders; 2008. ISBN: 978-1-4160-2902-1.
44. Carrol RE. Rupture of biceps brachii -a conservative method of treatment. *J Bone Joint Surg Am* 1967;49:1016.
45. Hetsroni I, Pilz-Burstein R, Nyska M, Back Z, Barchilon V, Mann G. Avulsion of the distal biceps brachii tendon in middle-aged population: Is surgical repair advisable?. A comparative study of 22 patients treated

with either nonoperative management or early anatomical repair. *Injury* 2008;39(7):753–60.

46. Morrey BF. Biceps tendon injury. *Instr Course Lect* 1999; 48:405–10.
47. Rantanen J, Orava S. Rupture of the distal biceps tendon. A report of 19 patients treated with anatomic reinsertion, and a meta-analysis of 147 cases found in the literature. *Am J Sports Med* 1999;27(2):128–32.
48. Cain R, Nydick J, Stein MI, Williams BD, Polikandriotis J, Hess AV. Complications following distal biceps repair. *J Hand Surg Am* 2012 Oct;37(10):2112–7.
49. El-Hawary R, MacDermid JC, Faber KJ, Patterson SD, King GJW. Distal biceps tendon repair: comparison of surgical techniques. *J Hand Surg Am* 2003 May;28(3):496–502.
50. Heinzelmann AD, Savoie FH 3rd, Ramsey JR, Field LD MA. A combined technique for distal biceps repairs using a soft tissue button and biotenodesis interference screw. *Am J Sports Med* 2009;37:989–94.

51. D'Alessandro DF, Shields CLJ, Tibone JE, Chandler RW. Repair of distal biceps tendon ruptures in athletes. *Am J Sports Med* 1993;21(1):114–9.
52. Bain GI, Prem H, Heptinstall RJ, Verhellen R, Paix D. Repair of distal biceps tendon rupture: A new technique using the endobutton. *J Shoulder Elbow Surg* 2000 Mar;9(2):120–6.
53. Woods DA, Hoy G, Shimmin A. A safe technique for distal biceps repair using a suture anchor and a limited anterior approach. *Injury* 1999;30(4):233–7.
54. Kelly EW, Morrey BF, O'Driscoll SW. Complications of repair of the distal biceps tendon with the modified two-incision technique. *J Bone Joint Surg Am* 2000 Nov;82-A(11):1575–81.
55. Dillon MT, Bollier MJ, King JC. Repair of acute and chronic distal biceps tendon ruptures using the EndoButton. *Hand* 2011 Mar;6(1):39–46.
56. Peeters T, Ching-Soon NG, Jansen N, Sneyers C, Declercq G, Verstreken F. Functional outcome after repair of distal biceps tendon

- ruptures using the endobutton technique. *J Shoulder Elbow Surg* 2009;18(2):283–7.
57. Athwal GS, Steinmann SP, Rispoli DM. The distal biceps tendon: footprint and relevant clinical anatomy. *J Hand Surg Am* 2007; 32(8):1225–9.
58. Bachoura A, Sasaki K, Kamineni S. Analysis of age-related degenerative changes of the biceps brachii distal footprint. *J Surg Orthop Adv* 2013;22(4):304–9.
59. Cho C-H, Song K-S, Choi I-J, Kim D-K, Lee J-H, Kim H-T, Moon Y-S. Insertional anatomy and clinical relevance of the distal biceps tendon. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2011;19:1930-5.
60. Forthman CL, Zimmerman RM, Sullivan MJ, Gabel GT. Cross-sectional anatomy of the bicipital tuberosity and biceps brachii tendon insertion: Relevance to anatomic tendon repair. *J Shoulder Elbow Surg* 2008; 17(3):522–6.
61. Kumar H, Das S, Rath G. An anatomical insight into the third head of biceps brachii muscle. *Bratisl Lek Listy* 2008;109(2):76-8.

62. Nordin MF. Biomechanics of the Elbow: Basic biomechanics of the musculoskeletal system. Lippincott Williams & Wilkins, editor. 2001. ISBN: 978-1609133351.
63. Burghardt AJ, Link TM, Majumdar S. High-resolution computed tomography for clinical imaging of bone microarchitecture. *Clin Orthop Relat Res* 2011;469(8):2179–93.
64. Siebenlist S, Elser F, Sandmann GH, Buchholz A, Martetschläger F, Stöckle U, et al. The double intramedullary cortical button fixation for distal biceps tendon repair. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2011 Nov;19(11):1925–9.
65. Tjong W, Kazakia GJ, Burghardt AJ, Majumdar S. The effect of voxel size on high-resolution peripheral computed tomography measurements of trabecular and cortical bone microstructure. *Med Phys* 2012; 39(4):1893.
66. Nosaka K, Sakamoto K. Effect of elbow joint angle on the magnitude of muscle damage to the elbow flexors. *Med Sci Sports Exerc* 2001;33(1):22–9.

67. Lo E-Y, Li C-S, Van de Bogaerde JM. The effect of drill trajectory on proximity to the posterior interosseous nerve during cortical button distal biceps repair. *Arthrosc* 2011;27(8):1048–54.
68. Saldua N, Carney J, Dewing C, Thompson M. ^{The} effect of drilling angle on posterior interosseous nerve safety during open and endoscopic anterior single-incision repair of the distal biceps tendon. *J Arthrosc Relat Surg* 2008;24(3):305–10.
69. Heidari N, Kraus T, Weinberg AM, Weiglein AH, Grechenig W. The risk injury to the posterior interosseous nerve in standard approaches to the proximal radius: A cadaver study. *Surg Radiol Anat* 2011;33(4):353–7.
70. Duncan D, Lancaster G, Marsh SG, Michaelson JE, Lemos SE. Anatomical evaluation of a cortical button for distal biceps tendon repairs. *Hand* 2013;8(2):201–4.

