

INVESTIGACIÓN

INVESTIGACIÓN

2008



ANÁLISIS DEL COMPORTAMIENTO DE TRES CONFIGURACIONES DISTINTAS DE SUTURA DE LAS TUBEROSIDADES EN LAS FRACTURAS DEL HÚMERO PROXIMAL TRATADAS MEDIANTE HEMIARTROPASTIAS

FUNDACIÓN MAPFRE

www.fundacionmapfre.com

Investigador principal

Enric Cáceres Palou

Jefe del Servicio Departamento de Cirugía Ortopédica y Traumatología
IMAS-Hospital del Mar y la Esperanza. Barcelona

Equipo Investigadores

Carles Torrens Canovas

Adjunto Departamento de Cirugía Ortopédica y Traumatología
IMAS-Hospital del Mar y la Esperanza. Barcelona

Fernando Santana Pérez

Adjunto Departamento de Cirugía Ortopédica y Traumatología
EGARSAT, Mutua de Accidentes de Trabajo y Enfermedades Profesionales

Alicia Casals

Responsable Departamento de Ingeniería de Sistemas, Automática e informática Industrial
Universidad Politécnica de Cataluña

Josep Amat

Responsable del Grupo de Robótica Inteligente y Sistemas
Universidad Politécnica de Cataluña

Índice

	Página
1. RESUMEN	4
2. HIPÓTESIS	5
3. DESARROLLO	5
4. CONCLUSIONES	6
5. FIGURAS Y TABLAS	7
6. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	14

1. RESUMEN

Introducción

El empleo de prótesis de hombro (hemiartroplastia) como tratamiento para las fracturas complejas del húmero proximal, aunque está ampliamente extendido, no ha obtenido los resultados deseados. Sin embargo, en situaciones de fracturas de 4 partes con gran cominución, pérdida de capital óseo y osteoporosis, sigue siendo la alternativa terapéutica más utilizada.

Las causas de fracaso de este implante se pueden dividir en 2:

A) Biológicas: Se subdividen en 1. Óseas: osteoporosis, cominución, capital óseo. 2. Partes blandas: estado del manguito rotador.

B) Técnicas: manejo de partes blandas, la altura y la retroversión de implantación de la hemiartroplastia y la forma de suturar las tuberosidades.

Objetivos

Con el objetivo de optimizar la resistencia a los esfuerzos de decoaptación y coaptación que favorecen la consolidación de las tuberosidades y la tuberosidad-diáfisis según tres configuraciones de sutura diferentes, se propone la evaluación experimental de diferentes técnicas, utilizando un sistema electrónico de medida de la distancia entre los fragmentos sobre hueso sintético (Sawbones®). La robotización de los movimientos de rehabilitación sobre los modelos permite estudiar el desplazamiento interfragmentario y la resistencia a la fatiga de las diferentes configuraciones de sutura.

Material y métodos:

El estudio se realizó sobre material de hueso sintético biomecánicamente probado (Sawbones®). Se utilizan 5 humeros de material sintético que reproducen una fractura en 4 partes según la clasificación de Neer.

Los huesos sintéticos eran húmeros izquierdos con fractura proximal de húmero en 4 partes a través del cuello anatómico y la corredera bicipital.

Se construyó un sistema de fijación (ver figura 1) para el hueso sintético que simulaba la glenoides y permitía al robot reproducir los movimientos de rehabilitación. Para la simulación de los tendones del manguito rotador se utilizó material sintético (cuero). La fijación del cuero se consiguió mediante cianoacrilato de etilo (Loctite®) sobre la huella anatómica "footprints". Los footprints de los tendones se decidieron basándose en la descripción realizada por Ide et al para el subescapular y Mochizuki et al para el supraespinoso, infraespinoso y redondo menor.

Se empleó una resina para simular una prótesis específica para fracturas proximales de húmero (Global FX fracture system®). La Global FX está fabricado con una aleación de acero-cobalto. Está formado por dos módulos no anatómicos: un vástago humeral y una cabeza que aumenta la superficie articular y la biomecánica de la arti-

culación. El vástago tiene una aleta anterior prominente con tres agujeros y aleta posterior tiene un sólo agujero. La aleta anterior, que se ha de situar a nivel de la corredera bicipital, sirve como marca para una correcta reducción de las tuberosidades. La parte medial del vástago humeral presenta un orificio que permite un punto de anclaje para la sutura circunferencial de las tuberosidades según la configuración de sutura.

Se empleó un recubrimiento de látex sobre el vástago para aplicar un adhesivo mediante cianoacrilato de etilo que mantuvo la retroversión y la altura de la prótesis. Esta integración permitió las pruebas mecánicas sobre el robot.

Las configuraciones de sutura de las tuberosidades se basan en los principios combinados de fijación vertical y horizontal. En nuestro estudio, se han realizaron tres configuraciones de sutura utilizando una sutura irreabsorbible trenzada de poliéster (Ethibond®). La primera configuración la denominamos standard (ver figura 3) porque unía las tuberosidades entre sí por medio de los agujeros de la aleta lateral de la prótesis y cada una de ellas con la diáfisis, atravesando las tuberosidades. La segunda es la configuración de Boileau (ver figura 4), que consiste en la sutura de las tuberosidades entre sí mediante dos suturas que abrazan la prótesis medial al vástago humeral, otras dos suturas que abrazan la tuberosidad mayor medialmente al vástago y por último una sutura en forma de trapecio que fija las tuberosidades a la diáfisis y cierra el intervalo. La tercera es la diseñada por nosotros que aprovecha el vector de fuerza de los tendones que componen el manguito rotador. Se trata de una banda de tensión que fija el fragmento óseo del supraespinoso, infraespinoso y subescapular con la diáfisis, dos suturas que abrazan la tuberosidad grande en oblicuo y dos suturas más que abrazan en trayecto oblicuo ambas tuberosidades entre sí y la prótesis por medio del vástago humeral.

Con el fin de obtener el desplazamiento que sufren los fragmentos que componen el tercio proximal del húmero (diáfisis-tuberosidad grande-tuberosidad pequeña) se utilizó el sistema polhemus. Es un sistema localizador digital que permite conocer el desplazamiento/orientación sufrido entre dos sensores.

El estudio consiste en probar el desplazamiento que sufren los fragmentos según las configuraciones de sutura en hueso sintético.

La parte robótica se realiza con tres huesos sintéticos a los que hemos colocado una prótesis en la misma versión y altura además de un trozo de cuero que simula los tendones de los diferentes músculos que componen el manguito rotador insertados por medio de adhesivo (cianoacrilato de etilo) a las tuberosidades reproduciendo la anatomía. En cada uno de ellos se realiza una configuración de sutura de las tuberosidades. Una vez realizado el montaje de las suturas por medio de un sistema de prensa se fija la tensión de las suturas a 4kgr. Cada uno de los huesos sintéticos de prueba se colocaran en un aparato hecho para el estudio que mantiene el tejido simulador de los tendones a tensión constante con lo que mantiene la prótesis encarada a la superficie que hemos situado como

glenoides. En la parte distal del húmero colocamos la prensa que conecta con el robot y permitirá ejecutar los movimientos previamente diseñados que simulan la rehabilitación postoperatoria. El desplazamiento de los fragmentos provocado por los movimientos de simulación durante la rehabilitación serán recogidos por el sistema Polhemus. Se medirá el desplazamiento que se produce entre las tuberosidades entre sí y con la diáfisis.

2. HIPOTESIS

La tensión en el punto de sutura de las tuberosidades entre si y con la diáfisis humeral viene determinado por el vector resultante de la dirección de tracción de los diferentes músculos del manguito rotador.

Distintos tipos de sutura de las tuberosidades influyen en la resistencia a la tracción de los mismos, y por tanto en la consistencia de la sutura durante la rehabilitación

3. DESARROLLO

1ª Fase – se trata de calcular la fuerza de tracción que ejercemos sobre las suturas. Esta medida la obtenemos de la diferencia que existe entre la fuerza que aplicamos de tracción y la fuerza en reposo del manguito rotador (fuerza residual). Para ello, calculamos la distancia entre la cabeza humeral y la glenoides mientras se tracciona del brazo con aumento o descenso progresivo de la carga.

Diseñamos un aparato que permitiera ejercer tracción a 90° de abducción, inmovilizando el tronco. Se realizó una radiografía de la región gleno-humeral con 0-10-16,6-20,56-16-10-0 kgr. (Figuras 5-9) de carga aproximadamente.

Una vez obtenida las radiografías se escanearon para buscar límites óseos que nos permitieran observar el incremento de distancia entre la cabeza humeral y la glenoides. Se tomo como referencia de la escápula: la coracoides y la columna inferior de la escápula debido a la superposición de la superficie glenoidea. En la cabeza humeral se halló el centro de la circunferencia que representa la cabeza humeral.

Una vez extraídos los datos se evidenció que las imágenes en 2 dimensiones impiden la correcta medición de la distancia entre las dos estructuras debido al componente rotacional de la escápula causado por la articulación escapulo-torácica (Tabla 1).

Para solucionar este inconveniente iniciamos los ensayos con una prueba de imagen en 3 dimensiones: la tomografía axial computerizada (TAC). El ensayo con la tomografía axial computerizada se realizó en agosto de 2009.

Para evitar la radiación que puede producir un TAC, se realiza un topograma que nos permitirá elegir los cortes axiales que serán útiles para el calculo de las distancias entre la cabeza humeral y la superficie de la glenoides.

La colocación del paciente sufrió una variación ya que es imposible mantener los 90° de abducción debido al

diseño del aparato. Por lo que hemos diseñado un elemento de sujeción que nos permita a parte de mantener el tronco inmóvil, un elemento móvil que se alargaba y se acortaba durante el movimiento que necesita la estructura de la TAC para realizar los cortes de imagen en los mayores grados de abducción posible manteniendo la tracción.

Otra variación que hemos mejorado fue la de emplear un tiempo de descanso entre el inicio de una prueba de medición y otra, debido a las características viscoelásticas que tienen los tendones.

Gracias a los resultados obtenidos con las imágenes radiológicas convencionales, los cortes y reconstrucciones axiales se han realizado con tracción en un mínimo de 80° de abducción y de mayor a menor carga de peso. Con este gesto hemos reducido el tiempo de irradiación que tiene que soportar un mismo individuo.

Los resultados obtenidos demuestran que la tracción provoca una separación entre la cabeza humeral y la glenoides, pero la articulación escapulotorácica impide medir la fuerza residual del manguito rotador ya que esta no actúa de forma constante según el tipo de fuerza de tracción ejercida.

Por tanto los resultados no han demostrado la posibilidad de calcular la fuerza residual del manguito rotador, así como las estructuras secundarias que impiden la separación de la glenoides y cabeza humeral en abducción. Esto implica una falta de reproducibilidad.

Por todo ello tuvimos que cambiar la variable de medida entre los fragmentos (tuberosidad grande-diafisis-tuberosidad pequeña). El objetivo actual será valorar los desplazamiento (micromovimientos) entre la diáfisis-tuberosidades y tuberosidades entre sí a la hora de aplicar un movimiento. Este movimiento será cíclico y simulará los realizados durante la rehabilitación postoperatoria inmediata. Así asumimos que cuanto menor sea el movimiento más posibilidades de consolidación tiene.

2ª Fase – Recreamos en los huesos sintéticos las tres configuraciones de sutura. Para ello utilizamos tres modelos iguales (fractura en 4 partes de la marca Sawbones®). Implantamos con la ayuda del adhesivo líquido (Loctite®) las prótesis con la misma altura y versión.

Una vez implantadas ajustamos las suturas a la misma fuerza mediante unas prensas que permitían simular los nudos de sutura. Así dimos una tensión de 4kgr a todas las suturas. En el caso de la configuración standard había que fijar tres prensas que corresponden a las suturas transóseas que unen las tuberosidades y cada una de estas con la diafisis. Cuando lo hacemos con la configuración de Boileau lo tendremos que hacer hasta en cinco ocasiones: dos prensas para las suturas que abrazan el vastago y la tuberosidad grande, otras dos prensas para las suturas que abrazan ambas tuberosidades y el vastago y otras prensa para la banda de tension que coge subescapular y supraespinoso que cierra en intervalo rotador. La última de las configuraciones, la que hemos denominado de banda de tensión, necesitará de 4 prensas. La primera para la banada de tensión que sigue el vector de fuerza entre el supraespinoso y la diafisis, la

segunda para la banda de tensión que sigue el vector de fuerza del infraespinoso y la diáfisis, la tercera la banda de tensión que sigue el vector de fuerza del subescapular y una última entre las tuberosidades abrazando la prótesis.

Colocamos el sistema de medición polhemus con sus 3 sensores a nivel de la diáfisis, tuberosidad grande y tuberosidad pequeña.

Prefijamos los ejercicios de rehabilitación en el robot. Estos serán una flexión anterior en el plano de la escapular hasta al canzar los 90°, entonces iniciará una rotación externa hasta 40° y seguidamente una rotación interna hasta los 40°. Después volverá a la situación de abducción y bajará a la posición de inicio.

Una vez integrado el hueso sintético mediante la prensa al robot de cada uno de los huesos sintético que contiene las diferentes configuraciones de sutura pediremos al robot que realice 20 ciclos con una duración de 1min cada ciclo en seis repeticiones. La estabilidad y correcta reducción de los fragmentos se revisará antes de cada repetición.

Todos los datos de cada una de las configuraciones y cada uno de los fragmentos se recogen en Sutura 1 (Boileau), sutura 2 (standard) y sutura 3 (banda de tensión).

Las fases de estudio primarias se han debido modificar ante la imposibilidad de reproducir el estudio previamente diseñado. El estudio ha cambiado la variable a medir. Al inicio la variable que buscábamos medir era la fuerza de coaptación y decoaptación. Sin embargo era imposible medir esta, ya que la superficie de contacto era mínima y no había ningún dispositivo que permitiera medir dicha fuerza de tracción y compresión, y aún más que fuera reproducible.

Además no pudimos calcular la fuerza en reposo del manguito rotador (fuerza residual) ya que primero la radiología convencional no permitía valorar de forma adecuada las estructuras óseas y después la tomografía axial computerizada a pesar de mejorar la imagen debido a las 3 dimensiones nos evidenció la complejidad de las estructuras del hombro, ya que no solamente el hombro tiene un movimiento a nivel de la articulación glenohumeral sino que también presenta una articulación escapulotorácica que actúa cuando la fuerza de tracción del húmero supera un límite. Este límite no lo sabemos porque no es estable; y superado el mismo, la posición de la escápula en relación con el tórax varía.

Por todo ello decidimos solucionar el problema midiendo los cambios de orientación y desplazamiento que

sufren los fragmentos que componen una fractura proximal de humero tratada mediante hemiartroplastia. Así que se ha medido dicho desplazamiento en las tres configuraciones de sutura.

Los resultados han provocado un nuevo enfoque que permite mejorar la sutura de las tuberosidades independientemente de la cantidad de manguito restante. Así que una vez comparadas las tres configuraciones de sutura en el hueso sintético con el manguito íntegro. Se seccionará el supraespinoso para simular la pérdida de sustancia tendinosa, lo que modificará el vector de fuerza resultante. Así se podrá comprobar si la configuración de banda de tensión que varía según la cantidad de tejido disponible supera a las otras dos.

La medición del desplazamiento de los fragmentos se realiza utilizando el sistema electromagnético Polhemus. Colocaremos un sensor en cada uno de los fragmentos que vamos a suturar: Diáfisis (D), Tuberosidad mayor (TM) y Tuberosidad menor (Tm).

4. CONCLUSIÓN

Los resultados obtenidos mediante el sistema electromagnético Polhemus han confirmado que tanto la técnica de Boileau como la técnica de banda de tensión mejoran con respecto a la estándar. El desplazamiento ha sido menor entre todos los sensores: TM-D, Tm-TM y Tm-D.

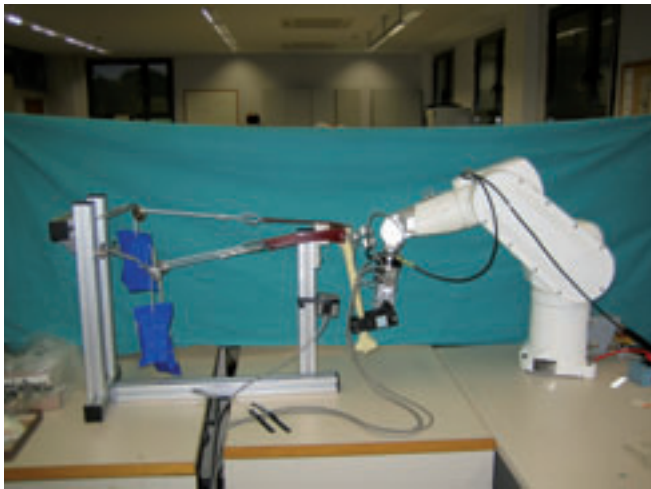
Al comparar las dos técnicas mejores (Boileau y Banda de tensión) se observa un menor desplazamiento de la técnica según el concepto de banda de tensión. Este menor desplazamiento también se confirma al realizar la medición una vez se secciona 1cm de la inserción anterior del supraespinoso.

Al tratarse de fracturas proximales en pacientes mayores, las condiciones del manguito rotador pueden estar alteradas. Esta alteración suele darse de forma degenerativa, siendo la localización más frecuente a nivel de la parte anterior del músculo supraespinoso.

La sutura según el concepto de banda de tensión mejora los resultados obtenidos también en aquellas simulaciones donde se seccionó el manguito rotador.

Por tanto, los resultados confirman la hipótesis de que es posible mejorar las suturas actualmente utilizadas para la fijación de los fragmentos óseos en fracturas proximales de húmero tratadas con hemiartroplastias, utilizando los vectores de fuerza como guía para la dirección de las bandas de tensión.

5. FIGURAS



Figuras 1 y 2. Sistema de fijación.

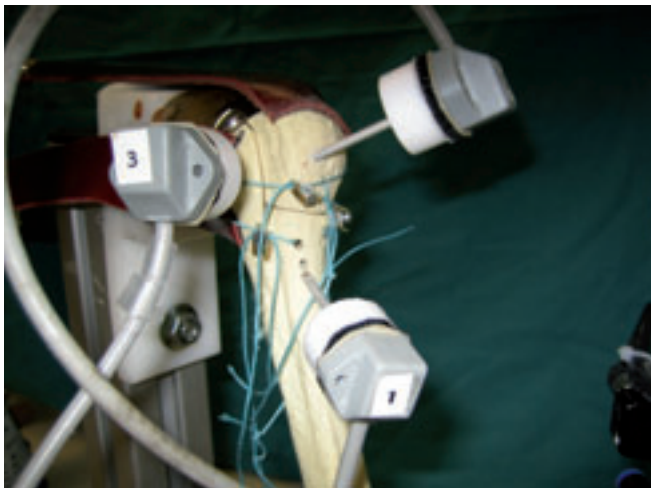


Figura 3. Configuración estándar.

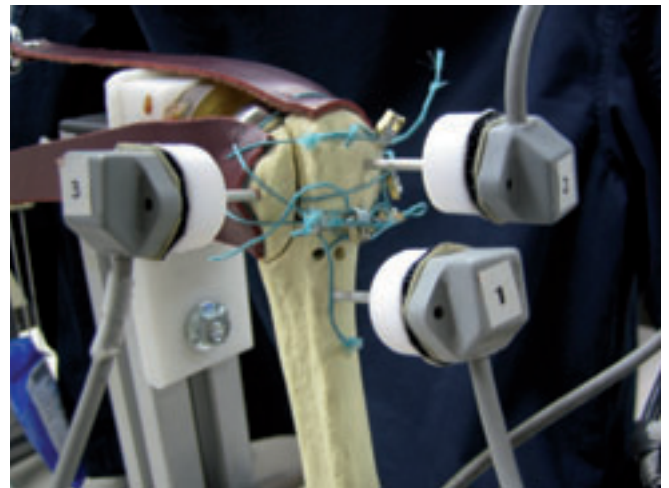
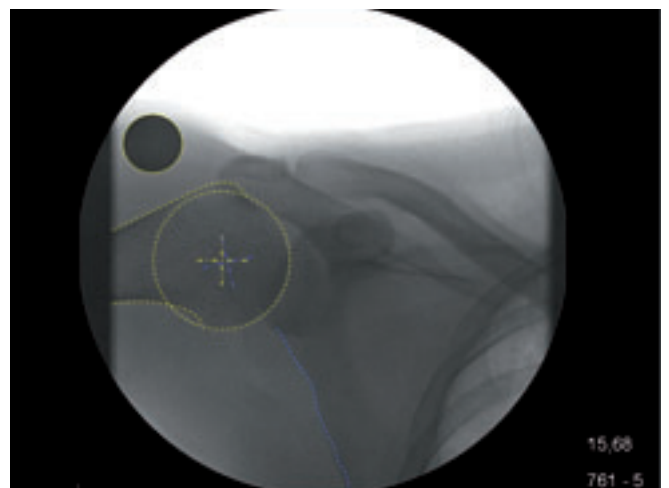
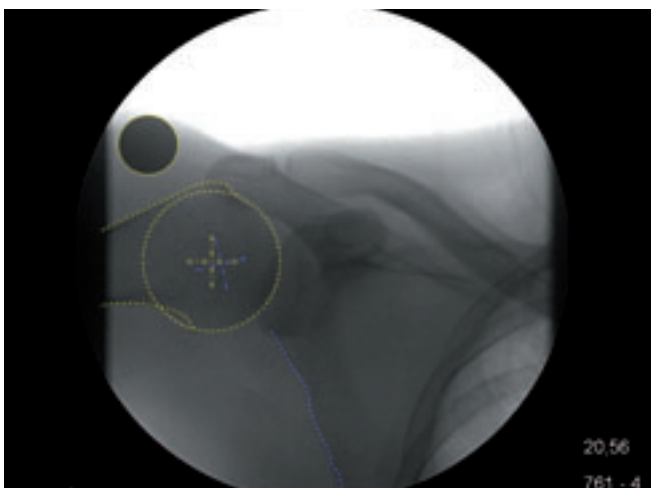
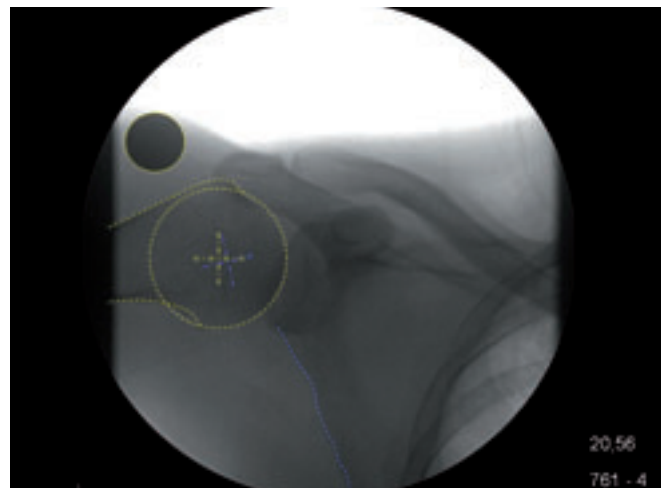
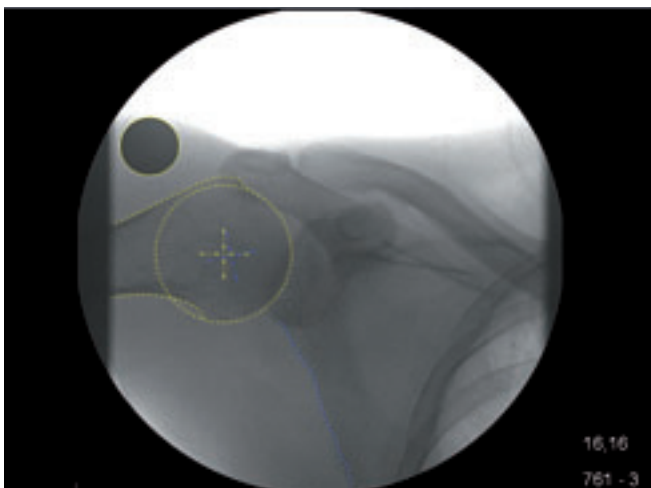
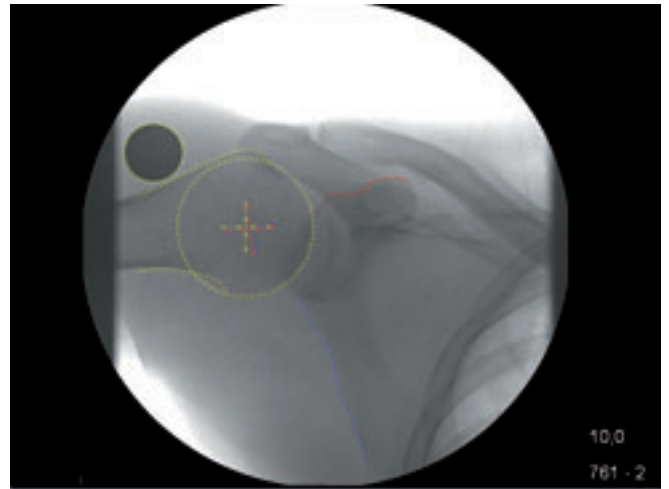
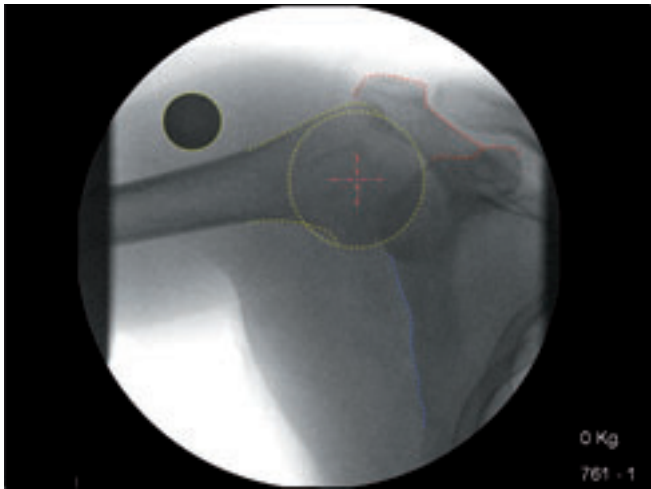
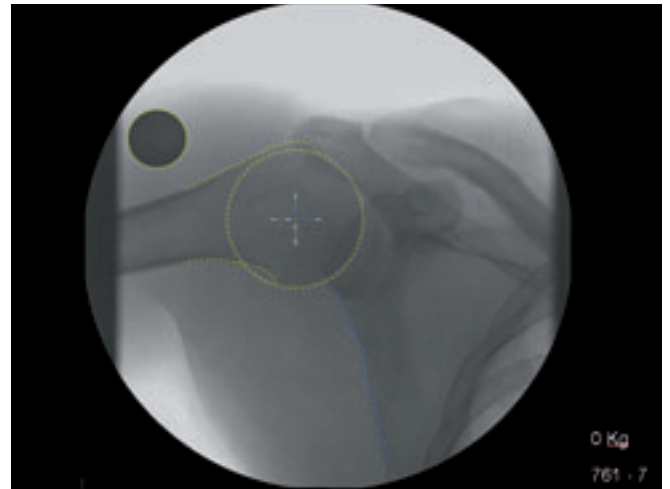
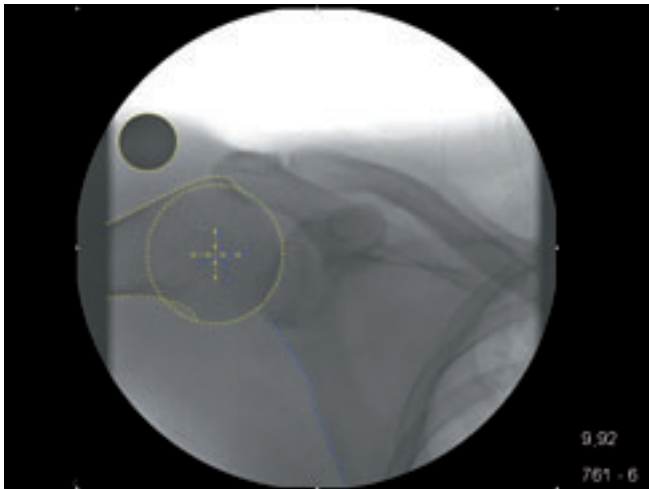


Figura 4. Configuración de Boileau.

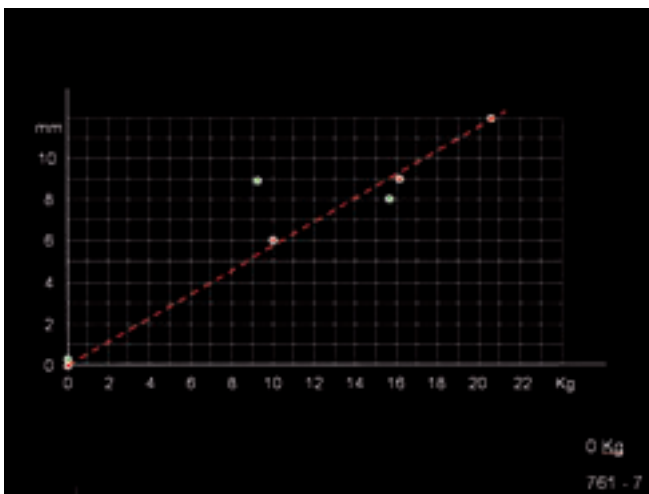




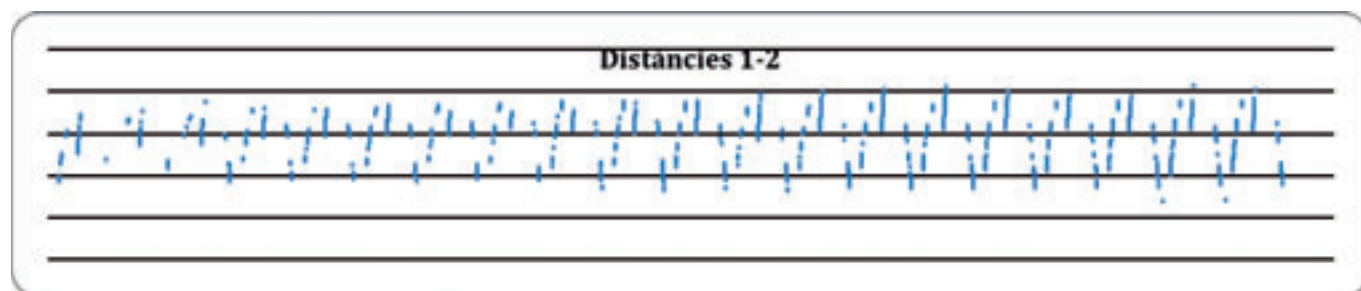
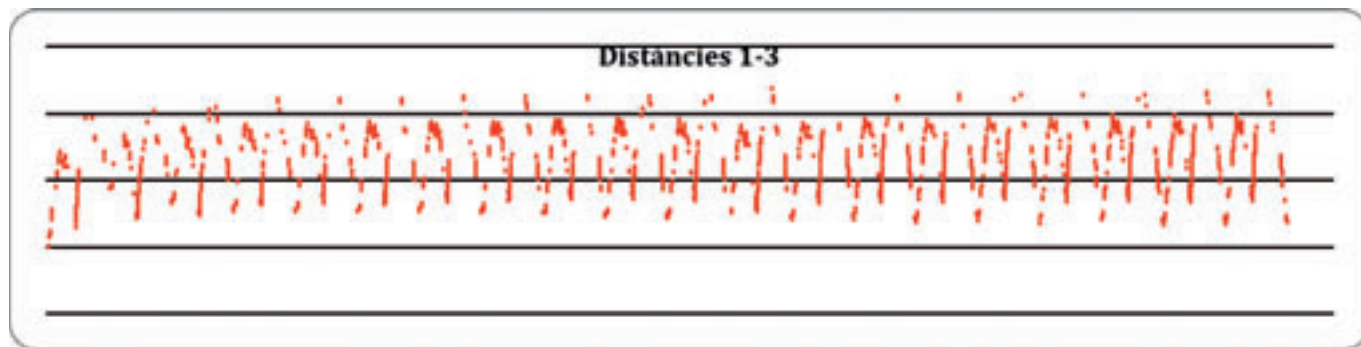
Figuras 5-12. Radiografías de la región gleno-humeral.

TABLAS

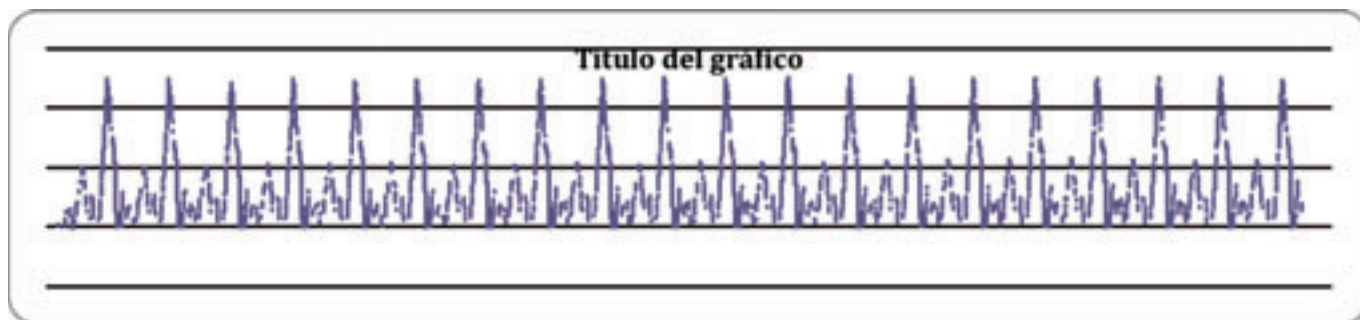
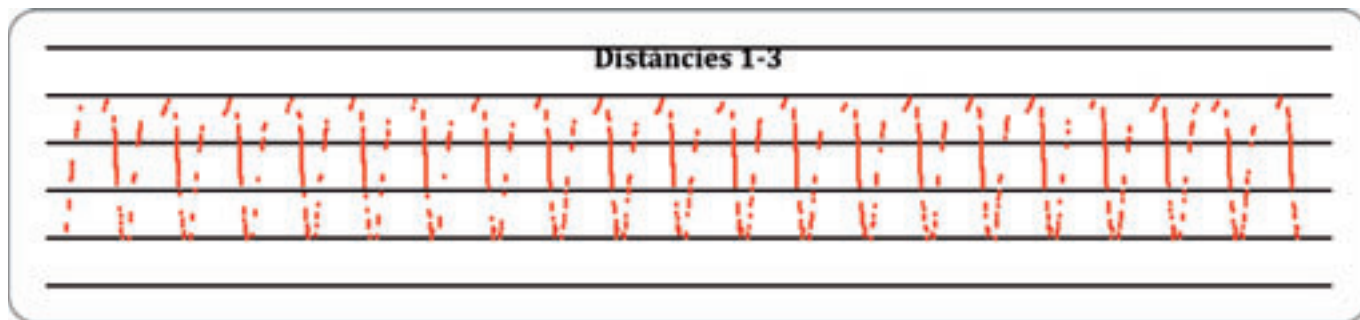
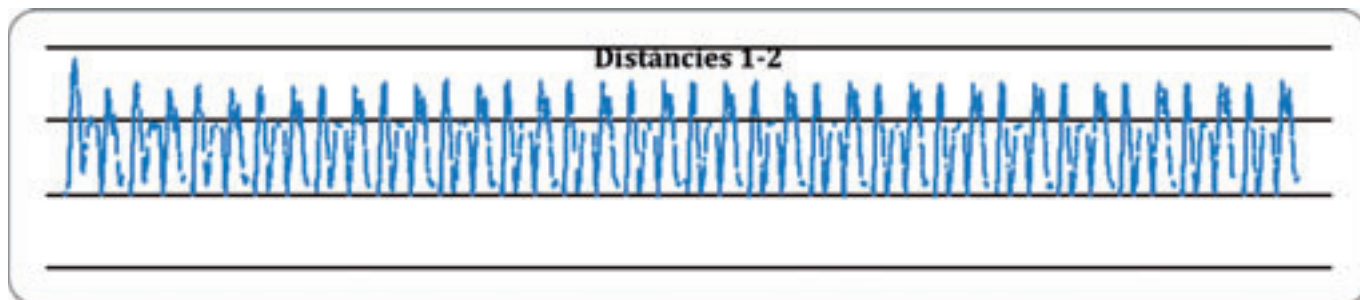
Tabla 1. Distancia entre sensors según sutura realizada



Sutura 1 – Boileau



Sutura 2 – Standard



Sutura 3 – Banda de tensión

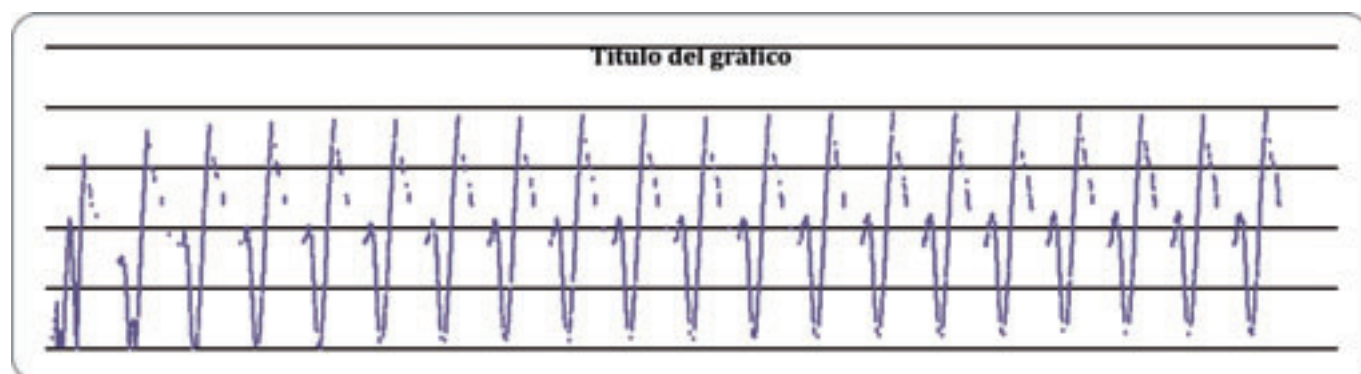
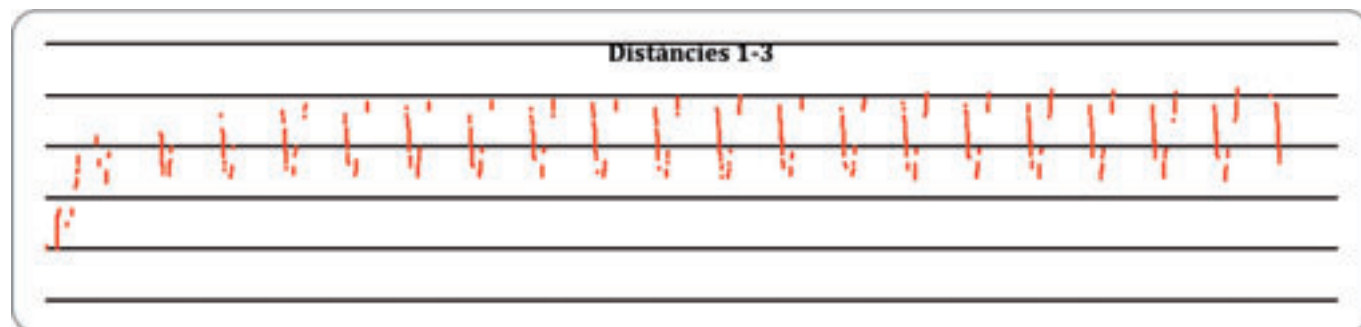
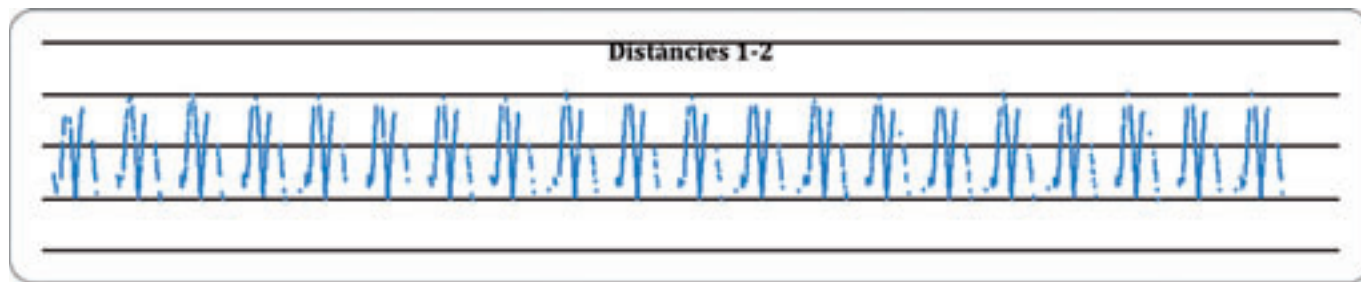


Tabla 2. Resumen resultados hallando la medida de desplazamiento, el rango y la desviación standard.

STANDARD METHOD													
	TEST 1			TEST 2			TEST 3			AVERAGE			DISPLACEMENT VALUES
MEASURES	S - G	S - L	G - L	S - G	S - L	G - L	S - G	S - L	G - L	S - G	S - L	G - L	
MAXIMUM DISPLACEMENT	2,02	5,80	0,98	1,85	4,94	1,06	1,87	4,49	1,07	1,91	5,08	1,04	2,68
DISPLACEMENT AVERAGE	1,13	2,47	0,25	1,04	1,82	0,32	1,05	1,90	0,31	1,07	2,07	0,29	1,14
STANDARD DESVIATION	1,23	2,77	0,32	1,12	2,07	0,38	1,14	2,16	0,36	1,16	2,34	0,35	1,28

BOILEAU METHOD													
	TEST 1			TEST 2			TEST 3			AVERAGE			DISPLACEMENT VALUES
MEASURES	S - G	S - L	G - L	S - G	S - L	G - L	S - G	S - L	G - L	S - G	S - L	G - L	
MAXIMUM DISPLACEMENT	0,68	6,33	1,28	0,67	6,26	1,29	0,68	6,77	1,48	0,67	6,46	1,35	2,83
DISPLACEMENT AVERAGE	0,29	1,80	0,35	0,28	1,80	0,34	0,30	1,87	0,33	0,29	1,82	0,34	0,82
STANDARD DESVIATION	0,34	2,20	0,46	0,34	2,21	0,46	0,36	2,29	0,45	0,35	2,24	0,46	1,01

TORRENS METHOD													
	TEST 1			TEST 2			TEST 3			AVERAGE			DISPLACEMENT VALUES
MEASURES	S - G	S - L	G - L	S - G	S - L	G - L	S - G	S - L	G - L	S - G	S - L	G - L	
MAXIMUM DISPLACEMENT	0,41	2,55	0,51	0,42	2,17	0,51	0,46	2,06	0,49	0,43	2,26	0,50	1,06
DISPLACEMENT AVERAGE	0,13	0,70	0,16	0,12	0,65	0,16	0,14	0,57	0,16	0,13	0,64	0,16	0,31
STANDARD DESVIATION	0,16	0,87	0,20	0,14	0,81	0,20	0,17	0,73	0,20	0,16	0,80	0,20	0,39

BOILEAU METHOD (CUTTED)													
	TEST 1			TEST 2			TEST 3			AVERAGE			DISPLACEMENT VALUES
MEASURES	S - G	S - L	G - L	S - G	S - L	G - L	S - G	S - L	G - L	S - G	S - L	G - L	
MAXIMUM DISPLACEMENT	0,59	4,12	1,72	0,59	4,62	1,99	0,58	4,59	2,00	0,59	4,44	1,90	2,31
DISPLACEMENT AVERAGE	0,19	1,03	0,33	0,17	1,10	0,35	0,17	1,11	0,35	0,18	1,08	0,34	0,53
STANDARD DESVIATION	0,24	1,34	0,45	0,22	1,44	0,49	0,22	1,45	0,50	0,23	1,41	0,48	0,71

TORRENS METHOD (CUTTED)													
	TEST 1			TEST 2			TEST 3			AVERAGE			DISPLACEMENT VALUES
MEASURES	S - G	S - L	G - L	S - G	S - L	G - L	S - G	S - L	G - L	S - G	S - L	G - L	
MAXIMUM DISPLACEMENT	0,44	1,79	0,48	0,45	1,77	0,43	0,43	1,77	0,37	0,44	1,78	0,43	0,88
DISPLACEMENT AVERAGE	0,12	0,51	0,15	0,11	0,50	0,14	0,08	0,48	0,13	0,11	0,49	0,14	0,25
STANDARD DESVIATION	0,15	0,62	0,18	0,14	0,61	0,17	0,12	0,59	0,16	0,14	0,61	0,17	0,30

6. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- R. B. Abu-Rajab, B. W. Stansfield, T. Nunn, A. C. Nicol, I. G. Kelly†. Re-attachment of the tuberosities of the humerus following hemiarthroplasty for four-part fracture. *J Bone Joint Surg [Br]* 2006; 88-B: 1539-44.
- Frankle MA, Ondrovic LE, Markee BA, Harris L, Lee WE 3rd. Stability of tuberosity reattachment in proximal humeral hemiarthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg* 2002; 11: 413-20.
- SM Howell, AM Imobersteg, DH Seger and PJ Marone. Clarification of the role of the supraspinatus muscle in shoulder function. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol 68, Issue 3 398-404.
- Frankle MA, Greenwald DP, Markee BA, Ondrovic LE, Lee WE 3rd. Biomechanical effects of malposition of tuberosity fragments on the humeral prosthetic reconstruction of four-part proximal humerus fractures. *J Shoulder Elbow Surg* 2001; 10: 321-6.
- Tuberosity malposition and migration: Reasons for poor outcomes after hemiarthroplasty for displaced fractures of the proximal humerus P. Boileau, S. G. Krishnan, L. Tinsi, G. Walch, J. S. Coste, and D. Mole´, Nice, France *Journal of shoulder and elbow surgery*. 2002, vol. 11, no5, pp. 401-412.
- Corinne R. Adams, Mark A. Baldwin, Peter J. Laz, Paul J. Rullkoetter, Joseph E. Langenderfer. Effects of rotator cuff tears on muscle moment arms: A computational study. *Journal of Biomechanics* 40 (2007) 3373-3380.
- An, K.N., Takahashi, K., Harrigan, T.P., Chao, E.Y., 1984. Determination of muscle orientations and moment arms. *Journal of Biomechanical Engineering* 106, 280-282.
- Nyffeler, R.W., Sheikh, R., Jacob, H.A., Gerber, C., 2004. Influence of humeral prosthesis height on biomechanics of glenohumeral abduction. An in vitro study. *Journal of Bone and Joint Surgery* 86-A, 575-580.
- Bigliani LU, Flatow EL, McCluskey GM, Fischer RA. Failed prosthetic replacement for displaced proximal humeral fractures. *Orthop Trans* 1991; 15: 747-8.
- Mochizuki T, Sugaya H, Uomizu M, Maeda K, Matsuki K, Sekiya I, Muneta T, Akita K. Humeral insertion of the supraspinatus and infraspinatus. New anatomical findings regarding the footprint of the rotator cuff. *Surgical technique*. *J Bone Joint Surg Am*. 2009 Mar 1; 91 Suppl 2 Pt 1: 1-7.
- Ide J, Tokiyoshi A, Hirose J, Mizuta H. An anatomic study of the subscapularis insertion to the humerus: the subscapularis footprint. *Arthroscopy*. 2008 Jul; 24(7): 749-53. Epub 2008 Apr 14.

Conflicto de intereses

Los autores hemos recibido ayuda económica de FUNDACIÓN MAPFRE para la realización de este proyecto. No hemos firmado ningún acuerdo por el que vayamos a recibir beneficios u honorarios por parte de alguna entidad comercial o de FUNDACIÓN MAPFRE.