

Autor  
**Fernando Santana Pérez**

Directores  
**Enric Cáceres Palou**  
**Carlos Torrens Cánovas**

Tesis doctoral

**ANÁLISIS DEL COMPORTAMIENTO DE TRES CONFIGURACIONES  
DISTINTAS DE SUTURAS DE LAS TUBEROSIDADES EN LA FRACTURA  
DEL HÚMERO PROXIMAL TRATADA MEDIANTE HEMIARTROPLASTIA**

Departamento de cirugía  
Facultad de medicina  
Universidad Autónoma de Barcelona  
**2014**



Para mi padre,  
La pena de que no lo vivas, pero la alegría de saber que allá donde nos esperas  
estás orgulloso del camino que estoy recorriendo gracias a ti

Para mi madre,  
El motor de la familia. La vitalidad hecha persona  
Por estar siempre ahí dispuesta a ayudar  
Gracias por enseñarme a dar más que a recibir

Para Iñigo,  
Porque eres el creador -sin saberlo- de una familia

Para Inés,  
Porque tu sonrisa picara me enseña a priorizar

Para Lucas,  
Por la exigencia, junto a tus hermanos, que daís a mi vida

Para ti, Isa,  
Eres mi universo, mi mujer, mi compañera, mi almohada, mi manta  
Gracias por este viaje que recorreremos juntos  
Gracias por hacer que no tener expectativas sea mi prioridad  
y así poder disfrutar de la vida tan intensamente

Para mis hermanos, rana y enano,  
Por estar en los buenos y en los malos momentos de forma incondicional

Para Jesús, “SERDO” ,  
Eres la persona fiel que me sigue aunque no sepa para donde voy

Para Nacho, “mi compañero”  
Gracias por enseñarme a esquiar  
Gracias por enseñarme a disfrutar de los éxitos y levantarme en el fracaso  
Por esas llaves, nunca al sacarlas imaginé que conducirían mi vida hasta este momento

Para Enric Cáceres y Maite Ubierna,  
Por ser mis padrinos en Barcelona  
Por enseñarme que se puede llegar alto teniendo los pies en el suelo

Para Mónica Trabalón y Joan Leal,  
Siempre estáis ahí en los malos momentos. Eso es la amistad

Para Joan Miquel, mi hermano pequeño que nunca tuve,  
Gracias por mostrarme cómo es una persona íntegra  
Por hacerme sentir uno más de tu familia en los malos momentos

Para Carlos Torrens,  
Por ser mi guía en esto del hombro y en la vida  
Por los silencios que compartimos  
Por creer en mi, a pesar de mis defectos

## Agradecimientos

Mi más profundo agradecimiento al Prof. Dr. Enric Cáceres Palou, Catedrático de Cirugía Ortopédica y Traumatología de la Universidad Autónoma de Barcelona por aceptar dirigir esta tesis. Su honestidad y sencillez es un ejemplo de superación.

Al Dr. Carlos Torrens Cánovas por la cena “cucaracha” que dio comienzo a esta tesis y nuestra amistad. Es wuai tener una luz que guía el camino.

A mi tío, Dr. Acisclo Pérez Martos, sin tu ayuda esta tesis sería impensable.

Al Dr. Joan Miquel por tu disponibilidad y por tu incondicional amistad.

Al Dr. Antonio Pablo Rosales, porque ese “no te pierdas” me llena de motivación.

Al Dr. Manel Llusá, por enseñarme a estar tranquilo en cualquier cirugía y por demostrarme que lo básico es lo más importante.

Al Prof. Josep Amat, a la Prof. Alicia Casals, a Manuel Vinagre por vuestro apoyo y predisposición a llevar a buen termino este trabajo.

A Santos Martínez y Albert Gines por todos esos momentos compartidos que hacen de la vida un placer.

A Juan Francisco Sánchez y Sergi Gil, por vuestro compromiso y vuestra amistad. En vosotros reconozco a “mis chavales”.

A Ana García de Frutos, por tu eterna sonrisa y siempre dedicarme tiempo para hablar.

A todo ese grupo de gente que trabajó durante mi residencia en ICATME, por los buenos y malos momentos pero sobretudo por hacerme ver la realidad del trabajo.

A la “familia de Menorca” de Egarsat, sois un punto de referencia en el día a día de mi vida.

A Oscar Escudero y Cristóbal Martínez, por demostrar que la amistad está por encima de todo.

A todos los médicos y residentes que habéis sido parte o trabajáis en el Departamento de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Hospital del Mar y la Esperanza porque me habéis apoyado a construir mi camino hacia la cirugía de hombro.

A Sergi Mojal, por todos esos “ratos” de estadística y por tu disposición a darle una vuelta de tuerca más a cualquier estudio.

A todos los que me olvido, gracias

**INDICE**





|  |            |
|--|------------|
| <b>1. Introducción</b>   | <b>1</b>   |
| 1.1 <i>Justificación del estudio</i>   | 2          |
| 1.2 <i>Motivaciones del trabajo</i>  | 2          |
| <b>2. Fundamentos</b>  | <b>4</b>   |
| 2.1 <i>Epidemiología de las fracturas del húmero proximal</i>                    | 5          |
| 2.2 <i>Evaluación y clasificación</i>  | 7          |
| 2.3 <i>Aspectos anatómicos y biomecánicos del húmero proximal</i>                | 16         |
| 2.4 <i>Manejo de las fracturas del húmero proximal</i>                           | 21         |
| 2.5 <i>Aspectos biomecánicos del componente humeral</i>                          | 34         |
| 2.6 <i>Aspectos biomecánicos de las configuraciones de sutura</i>                | 36         |
| <b>3. Hipótesis</b>  | <b>41</b>  |
| 3.1 <i>Hipótesis de trabajo</i>  | 42         |
| 3.2 <i>Hipótesis nula</i>  | 42         |
| 3.3 <i>Objetivos</i>   | 42         |
| <b>4. Material y Métodos</b>   | <b>43</b>  |
| 4.1 <i>Descripción del material</i>  | 44         |
| 4.2 <i>Programación del robot</i>  | 51         |
| 4.3 <i>Configuraciones de sutura</i>   | 52         |
| 4.4 <i>Preparación del húmero sintético (Sawbones®) y sistema de medición</i>    | 57         |
| 4.5 <i>Descripción de las pruebas</i>  | 66         |
| 4.6 <i>Registro de las tensiones</i>   | 68         |
| 4.7 <i>Análisis estadístico</i>  | 72         |
| <b>5. Resultados</b>   | <b>73</b>  |
| 5.1 <i>Descripción de los resultados</i>   | 74         |
| 5.2 <i>Simulación de manguito íntegro</i>  | 75         |
| 5.3 <i>Simulación de manguito parcialmente dañado</i>                            | 84         |
| 5.4 <i>Análisis según fases de movimiento</i>                                    | 85         |
| 5.5 <i>Análisis según el área de desplazamiento o “valor de estabilidad”</i>     | 87         |
| <b>6. Discusión</b>  | <b>89</b>  |
| <b>7. Conclusiones</b>   | <b>97</b>  |
| 7.1 <i>Conclusiones sobre la hipótesis de trabajo o conclusiones principales</i> | 98         |
| 7.2 <i>Conclusiones sobre los objetivos</i>                                      | 98         |
| 7.3 <i>Conclusiones sobre hipótesis secundaria</i>                               | 99         |
| <b>8. Referencias bibliográficas</b>   | <b>100</b> |

## FIGURAS

|                |   |    |
|----------------|---|----|
| Figura 1       | Esquema de las líneas de clivaje descritas por Codman   | 7  |
| Figura 2       | Combinaciones posibles de fracturas del húmero proximal según Codman  | 8  |
| Figura 3       | Clasificación de Neer de las fracturas del húmero proximal  | 9  |
| Figura 4       | Fractura en 4 partes en “valgo” de Jakob  | 11 |
| Figura 5       | Clasificación AO de las fracturas del húmero proximal   | 12 |
| Figura 6       | Sistema “lego” de clasificación de las fracturas  | 14 |
| Figura 7       | Ángulo diafisario y síndrome subacromial.   | 18 |
| Figura 8       | Traslación de la cabeza humeral en relación al eje diafisario   | 19 |
| Figura 9       | Sutura de las tuberosidades con sutura horizontal   | 20 |
| Figura 10      | Esquema de la vascularización proximal del húmero   | 23 |
| Figura 11      | síntesis con agujas de kirschner  | 24 |
| Figura 12      | síntesis con sutura transósea   | 24 |
| Figura 13      | Síntesis con sutura + ender   | 24 |
| Figura 14      | Síntesis con placa de estabilidad angular   | 24 |
| Figura 15      | Hemiartroplastia por fractura   | 25 |
| Figura 16      | Estructuras anatómicas de referencia en el abordaje deltopectoral   | 26 |
| Figura 17      | Anatomía quirúrgica del hombro  | 26 |
| Figura 18      | Identificación del pectoral mayor   | 27 |
| Figura 19      | Identificación de la porción larga bíceps   | 27 |
| Figura 20      | Fractura 4 partes   | 27 |
| Figura 21      | Cabeza humeral una vez extraída   | 27 |
| Figura 22      | Diáfisis humeral sin referencia anatómica   | 28 |
| Figura 23      | Imagen de TAC coronal que muestra una correcta situación de la tuberosidad mayor con la prótesis y una osteointegración de la tuberosidad mayor | 29 |
| Figura 24      | Margen superior del pectoral mayor como referencia para determinar la altura y la versión protésica   | 30 |
| Figura 25      | Determinación de la versión protésica según el pectoral mayor   | 31 |
| Figura 26      | Instrumentación que ayuda a determinar la altura y la retroversión  | 32 |
| Figura 27 y 28 | Ilustración de la influencia de la altura de la prótesis de húmero en la función del manguito rotador   | 34 |
| Figura 29      | Ascenso de la prótesis por la falta de consolidación de las tuberosidades   | 36 |
| Figura 30      | Mala reducción de la tuberosidad en el postoperatorio   | 37 |
| Figura 31      | Sistema de sutura de las tuberosidades alrededor de la prótesis   | 38 |
| Figura 32      | Esquema de técnicas de sutura en función del diseño de los implantes  | 39 |
| Figura 33      | Anclaje circunferencial de las tuberosidades evitando la perforación de la diáfisis   | 40 |
| Figura 34      | Sawbones con fractura proximal de húmero en 4 partes  | 45 |
| Figura 35      | Glenoides de silicona   | 46 |
| Figura 36      | Robot Staubli®  | 47 |
| Figura 37      | sensor de movimiento Patriot®   | 48 |
| Figura 38      | GLOBAL® FX Shoulder Fracture System (Depuy-Synthes)   | 48 |
| Figura 39      | Ethibond® 5 (Ethicon)   | 49 |
| Figura 40      | Estructura para la simulación   | 50 |
| Figura 41      | sutura “estándar”   | 52 |
| Figura 42      | sutura de Boileau y Walch   | 53 |
| Figura 43      | Sutura en banda de tensión I  | 54 |
| Figura 44      | Sutura en banda de tensión II   | 55 |
| Figura 45      | Sutura en banda de tensión III  | 56 |

|  |    |
|--|----|
| Figura 46 Fractura de húmero proximal  | 57 |
| Figura 47 Detalle de la señal de profundidad de los pins que sostienen los sensores electromagnéticos para medir el desplazamiento de los fragmentos que componen la fractura proximal de húmero | 58 |
| Figura 48 Detalle de la prensa que permitía una fijación de las suturas para no perder la tensión debido a la fragilidad de la elasticidad observada con el anudado                              | 59 |
| Figura 49 Escala digital electrónica   | 60 |
| Figura 50 Colocación de la prótesis con 30° de retroversión según la técnica quirúrgica  | 61 |
| Figura 51 Relaciones anatómicas de la articulación glenohumeral  | 62 |
| Figura 52 Relaciones anatómicas de la articulación glenohumeral  | 63 |
| Figura 53 La hemiartroplastia implantada con reducción de las tuberosidades bajo la cabeza y fijación de las mismas mediante la sutura   | 64 |
| Figura 54 Construcción definitiva del montaje  | 65 |
| Figura 55 Sutura con manguito intacto y parcialmente dañado  | 67 |
| Figura 56 Stability value – Valor de Estabilidad   | 69 |
| Figura 57 Detalle gráfico del desplazamiento de los fragmentos (en concreto tuberosidad mayor-diáfisis) según el movimiento del brazo robótico   | 71 |

#### **TABLAS**

|   |    |
|---|----|
| Tabla 1 Movilización en mm (eje Y) de los diferentes fragmentos en 3 ciclos según el tiempo (eje X) en un periodo de 1 segundo  | 70 |
| Tabla 2 Significación estadística comparando las diferentes configuraciones de sutura   | 75 |
| Tabla 3 Detalle del desplazamiento máximo, medio y desviación estándar de las tres configuraciones de sutura entre los diferentes fragmentos  | 82 |
| Tabla 4 Detalle del desplazamiento máximo, medio y desviación standard de las dos configuraciones de sutura entre los diferentes fragmentos una vez se ha seccionado la parte más anterior de inserción del supraespinoso | 84 |
| Tabla 5 Detalle del desplazamiento máximo, medio y desviación standard de las tres configuraciones de sutura entre los diferentes fragmentos cuando se está realizando la elevación anterior                              | 85 |
| Tabla 6 Detalle del desplazamiento máximo, medio y desviación standard de las tres configuraciones de sutura entre los diferentes fragmentos cuando se está realizando la rotación externa                                | 86 |
| Tabla 7. Detalle del desplazamiento máximo, medio y desviación standard de las tres configuraciones de sutura entre los diferentes fragmentos cuando se está realizando la rotación interna                               | 86 |
| Tabla 8. Vista general del desplazamiento y valores de inestabilidad según configuración de sutura  | 88 |



**1. INTRODUCCIÓN**

### **1.1 Justificación del estudio**

La fractura del húmero proximal es fundamentalmente una fractura de la edad avanzada. El envejecimiento de la población conlleva un aumento significativo de este tipo de fracturas. La osteoporosis que acompaña a este sector de la población hace que estas fracturas sean cada vez más complejas, que los tratamientos sean controvertidos y en ocasiones precisen de una artroplastia de cabeza humeral como tratamiento definitivo. El resultado funcional de las prótesis implantadas por fractura es muy variable y depende de múltiples factores. La reducción y consolidación de las tuberosidades ha demostrado ser el factor pronóstico más relevante para obtener un buen resultado con las hemiartrorplastias de cabeza humeral por fractura.

### **1.2 Motivaciones del trabajo**

Estudios recientes ponen de manifiesto que la consolidación de las tuberosidades en las hemiartrorplastias implantadas por fractura del húmero proximal es el factor anatómico más determinante en el resultado funcional. Durante la cirugía, la pérdida de las referencias anatómicas hace que la implantación de estas prótesis y reanclaje de las tuberosidades sea poco precisa. La sutura de las tuberosidades depende en gran medida de la colocación del implante y el método de fijación de las mismas debe ser lo más estable, anatómico y funcional posible para el inicio de la rehabilitación de forma inmediata tras la cirugía.

La altura del implante se ha estudiado tanto desde el concepto de producir un pinzamiento cuando se coloca excesivamente superior, como el hecho de que el brazo de palanca del

deltoides disminuye en el caso de disminuir la altura. La versión en la colocación del implante afecta facilitando una reducción de las tuberosidades que le confiere una biomecánica correcta de compresión de la cabeza humeral. Estudios previos demuestran el efecto de los cambios de tensión entre las tuberosidades y la diáfisis en función de la altura y la versión en la que se coloque el implante. Hay fuerzas de coaptación-decoaptación que se producen entre ellas y con la diáfisis, que comprometen su capacidad de consolidación dependiendo de la versión y altura.

La estabilidad interfragmentaria aumenta la consolidación ósea. En el caso de las tuberosidades, además, depende de inserciones musculotendinosas con vectores de fuerza que dificultan la correcta reducción y fijación. La sutura de las tuberosidades se ha realizado, de manera habitual, siguiendo conceptos de contraposición a los vectores de fuerza, pero no han planteado la utilización de la dirección del vector de fuerza de cada uno de los músculos que componen el manguito rotador para la reducción de los micromovimientos entre las tuberosidades y también con la diáfisis.

## **2. FUNDAMENTOS**



## **2.1 Epidemiología de las fracturas de húmero proximal**

Las fracturas del tercio proximal de húmero son relativamente frecuentes, representando el 5% de todas las fracturas. El patrón de incidencia de las fracturas del humero proximal es muy similar al de las fracturas de fémur o pelvis. Esto es una fractura fundamentalmente de la edad avanzada, sobretodo asociada al sexo femenino.<sup>1-8</sup> Debido al aumento en la expectativa de vida y al carácter esencialmente osteoporótico de estas fracturas, se prevee un aumento gradual de su prevalencia hasta triplicar su número para el año 2030.<sup>8</sup> Además, a pesar de la similitud epidemiológica con las fracturas de fémur y pelvis, las fracturas de húmero proximal se diferencian en que se trata de personas autónomas. La fractura puede, entonces, conllevar la pérdida de la autonomía y pasar a un nivel de dependencia con el gasto socioeconómico que supone. También se observa que las fracturas más complejas las que sufren pacientes de más edad, y que la presencia de una fractura de húmero proximal se asocia con un aumento del riesgo de sufrir otras fracturas. Por otra parte, el hecho de presentar una fractura de húmero proximal representa en el 94% de las ocasiones la primera fractura.<sup>1,2</sup>

Así normalmente la gente de edad avanzada –mas frecuentemente mujeres- sufren fracturas proximales de húmero, mientras que la población más joven padece fracturas de húmero distal.<sup>2</sup>

De la misma manera que las fracturas vertebrales y de la cadera, las fracturas de húmero proximal comportan un aumento significativo de la mortalidad inmediatamente después de la fractura, respecto de la población control. La tendencia disminuye después del año de la fractura.<sup>9,10,11</sup>

El riesgo de sufrir una nueva fractura es más alto que en la población general y es más marcado en las edades alrededor de los 60 años que de los 80 años. A los 60 años, el riesgo de fractura de cadera, fractura vertebral o fractura de muñeca en hombres está significativamente más elevado después de haber sufrido una fractura vertebral, de cadera u hombro. Un patrón similar se puede ver en mujeres, excepto que el riesgo de fractura de muñeca después de una fractura vertebral o de cadera no está significativamente elevado.

12,13

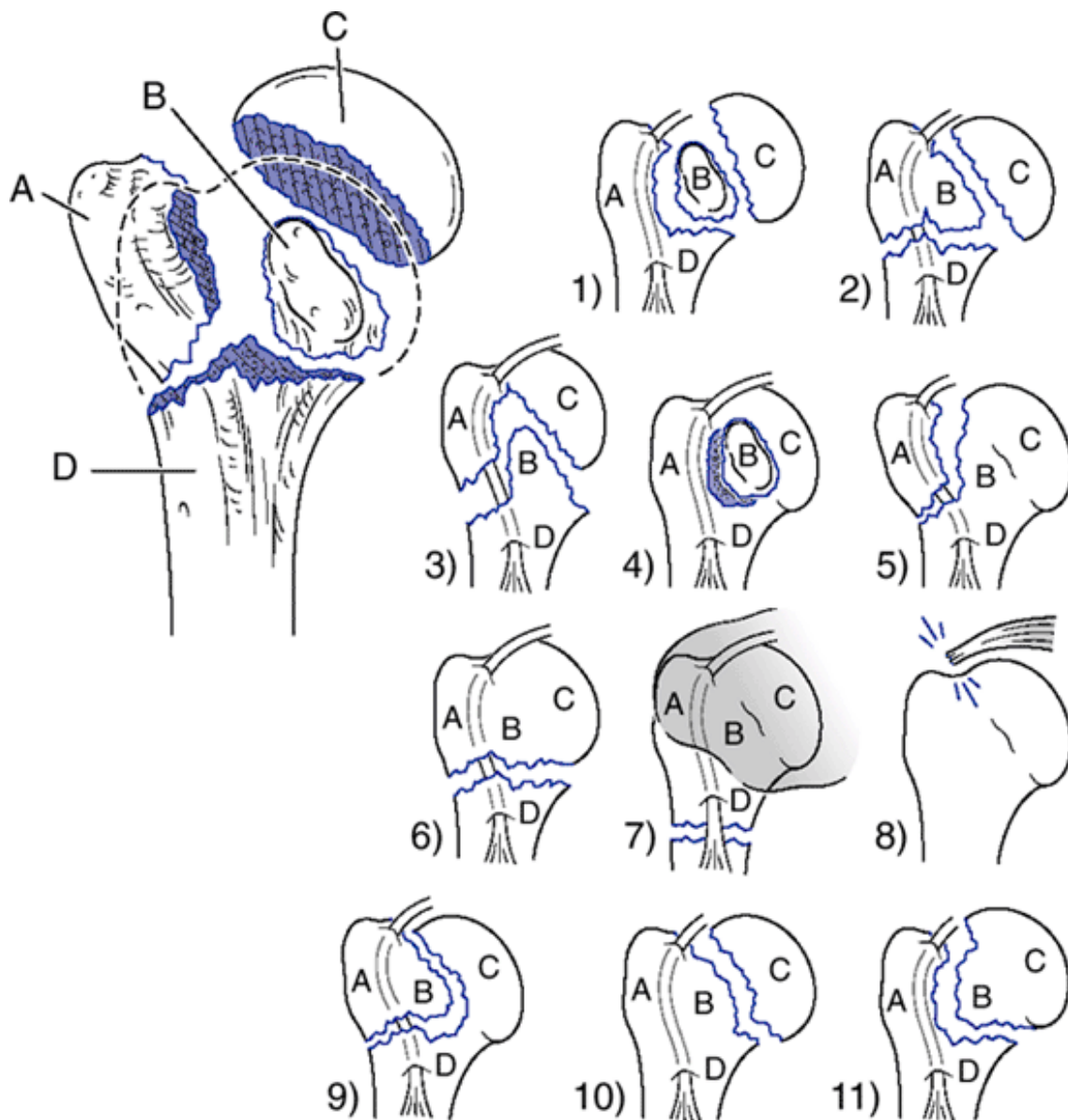
## **2.2 Evaluación y clasificación**

El manejo de estas fracturas sigue siendo controvertido, probablemente porque una de las principales dificultades estriba en su clasificación. Codman describió en 1934 que las líneas de clivaje de la fractura proximal de húmero sigue un patrón reproducible según las líneas fisarias. (Fig. 1)



**Figura 1** Esquema de las líneas de clivaje descritas por Codman (a-tuberosidad mayor, b-tuberosidad menor, c-cabeza humeral y d-diafisis)

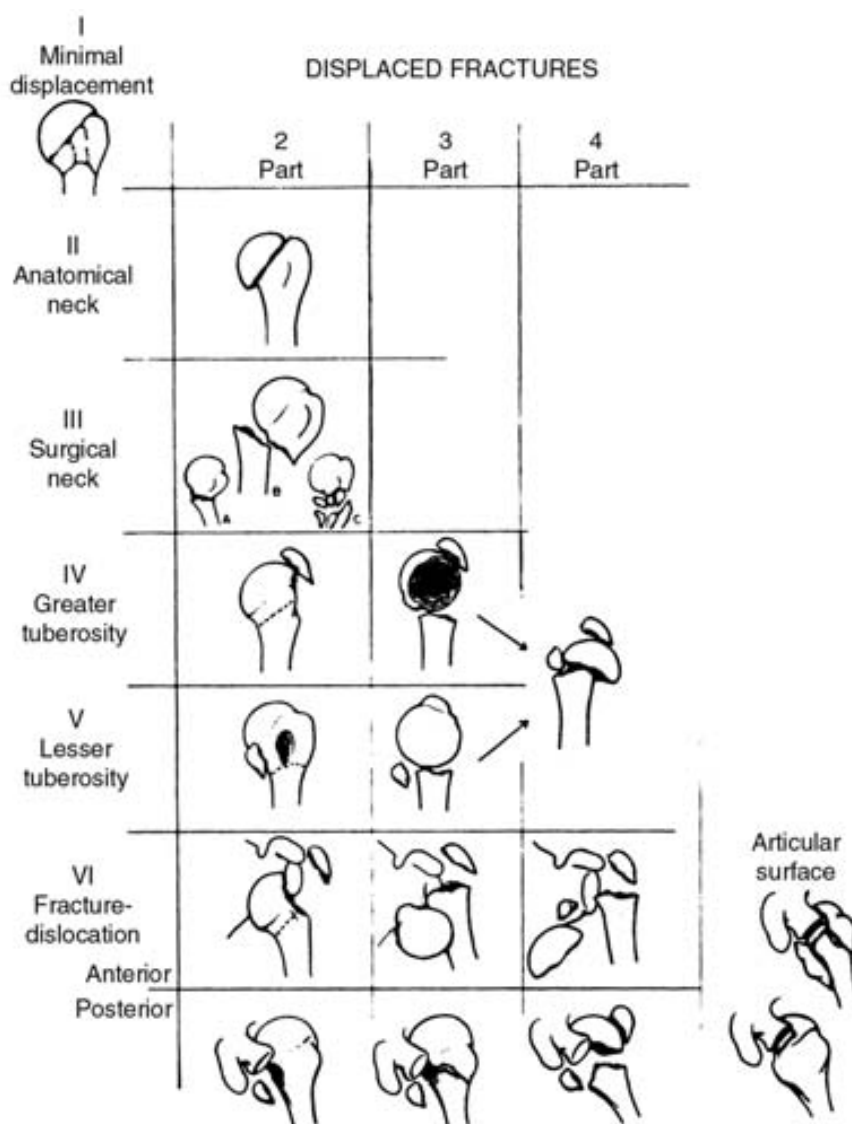
Nombró como fragmentos a los segmentos óseos resultantes de estas líneas de clivaje y describió todas las combinaciones posibles de fractura.<sup>15</sup> (Fig. 2)



*Figura 2 Combinaciones posibles de fracturas del húmero proximal según Codman*

Sin embargo, no fue hasta 1970 cuando Neer sistematizó los tipos de fractura.<sup>16</sup> Los fragmentos pasaron a ser partes si éstos estaban desplazados más de un centímetro o si presentaban una angulación de más de 45°. De esta forma Neer clasifica las fracturas en 1 parte o no desplazada, 2 partes, 3 partes y 4 partes. El patrón en dos partes incluían las fracturas de la tuberosidad mayor aislada, las de la tuberosidad pequeña aislada, las de

cuello quirúrgico y las de cuello anatómico. Las de 3 partes podían ser de la tuberosidad mayor-cabeza-diáfisis (las más frecuentes) o bien de tuberosidad pequeña-cabeza humeral-diáfisis. En las fracturas de 4 partes todos los fragmentos están separados más de 1cm entre ellos o bien presentan una angulación superior a 45°. A estos 7 tipos de fractura se añaden las combinaciones de fractura-luxación y fracturas articulares completando los 16 patrones de fractura descritos por Neer. (Fig. 3)



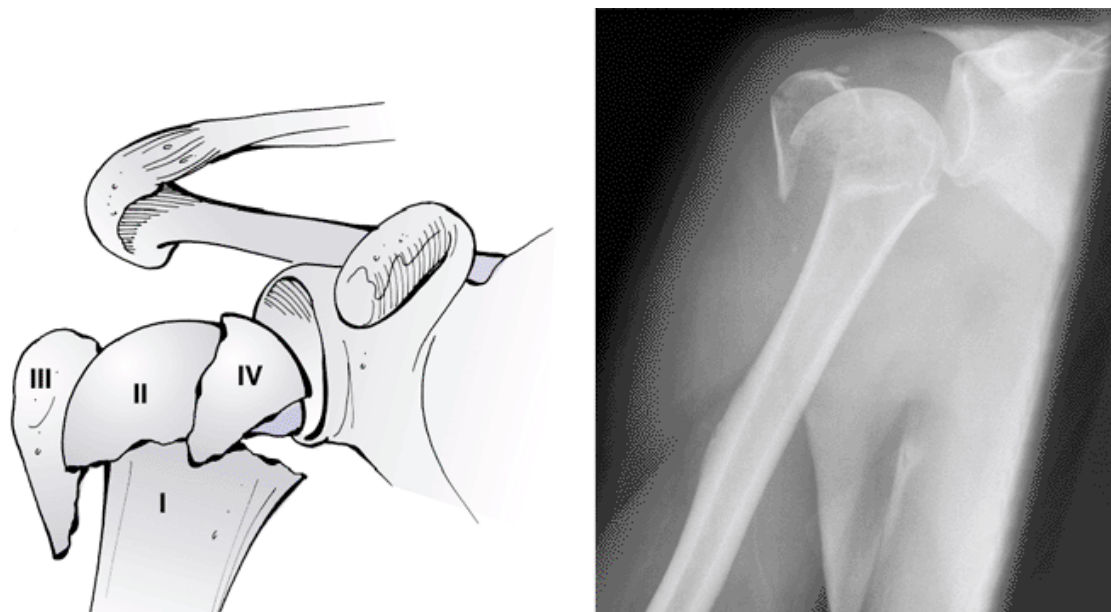
**Figura 3** Clasificación de Neer de las fracturas del húmero proximal (Neer CS II. Displaced proximal humeral fractures. Part I. Classification and evaluation. J Bone Joint Surg 1970;52A:1077)

La publicación de Neer recomienda el tratamiento quirúrgico de las fracturas de 3 y 4 partes por la grave alteración funcional que producen y también por el riesgo de desarrollar necrosis avascular de la cabeza humeral debido a la lesión de todas las vías de aporte sanguíneo sobretodo si se asociaban a luxación.<sup>16</sup> Respecto a las fracturas de 2 partes que afectan al cuello anatómico y a la tuberosidad mayor, el tratamiento recomendado depende del grado de desplazamiento entre los fragmentos.

En 1993 se publicaron los primeros estudios que demostraban la baja reproducibilidad y concordancia de la clasificación de Neer inter e intraobservador. La concordancia interobservador e intraobservador del análisis de las radiografías era muy bajo.<sup>17,18</sup> Estudios posteriores con diferentes proyecciones radiológicas tampoco conseguían mejorar los resultados.<sup>19,20</sup> La introducción de la tomografía axial computerizada (TAC) en el estudio de la fractura proximal de húmero también fracasó a la hora de intentar mejorar el índice de concordancia y reproducibilidad.<sup>21,22,23</sup>

Otro defecto que se le achaca a la clasificación de Neer es la falta de inclusión de todos los tipos de fractura. Las fracturas que afectan a las dos tuberosidades y dejan intacta la relación cabeza con la diáfisis -aunque infrecuentes- han sido publicadas y no se recogen en la clasificación de Neer.<sup>24</sup>

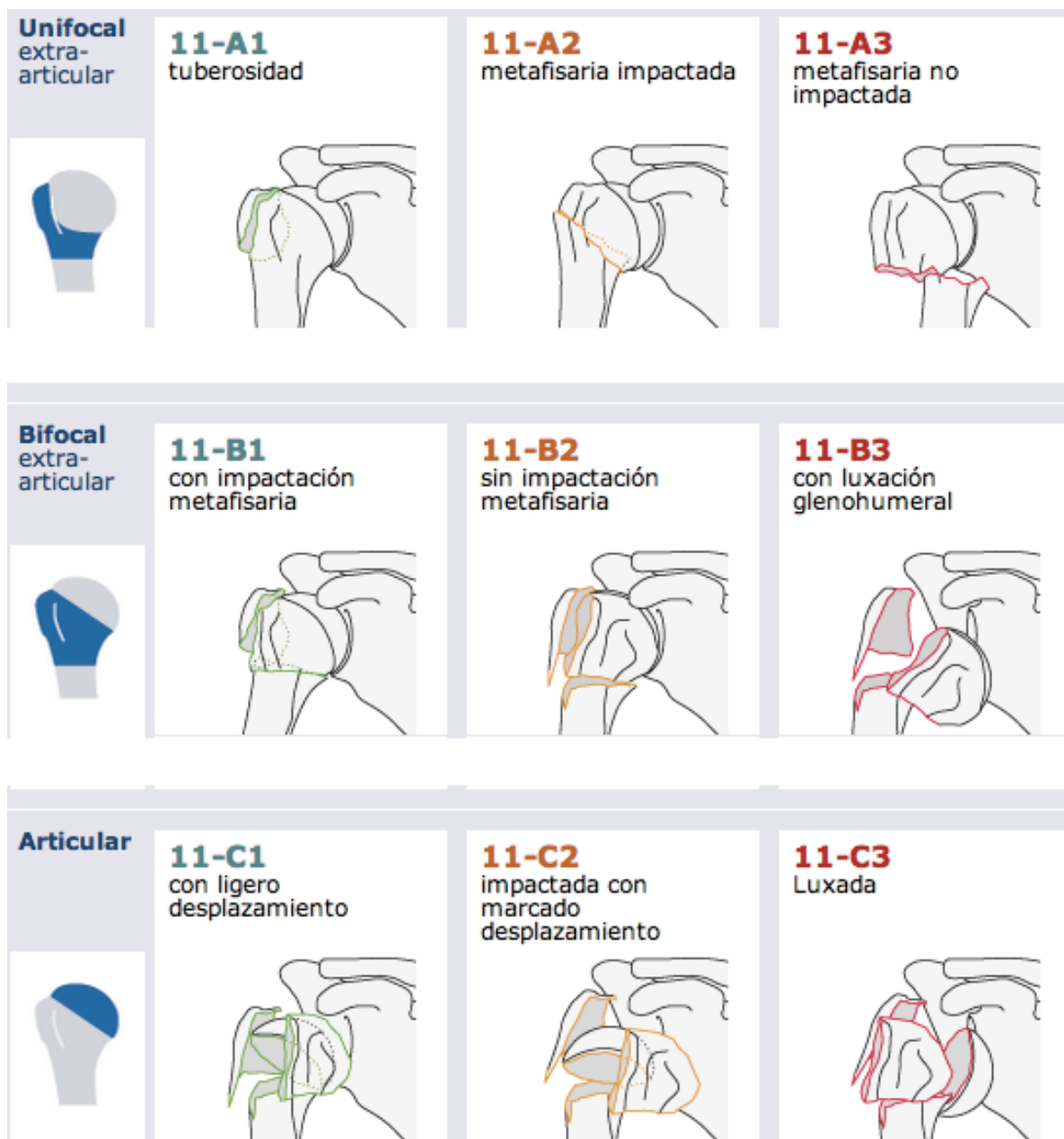
De la misma manera, las fracturas clasificadas dentro del mismo grupo pueden tener pronósticos muy diferentes tal y como demuestra Jakob en su descripción de las fracturas de 4 partes en “valgo”.<sup>25</sup> (Fig. 4)



**Figura 4** Fractura en 4 partes en “valgo” de Jakob (Jakob RP, Miniaci A, Anson PS, et al. *Four-part valgus-impacted fractures of the proximal humerus. J Bone Joint Surg Br* 1991;73:295–298)

Estos hallazgos hicieron que Neer en el año 2002 publicara una revisión de su clasificación en la que describía como se debía interpretar y analizar la clasificación y también incluía las fracturas de 4 partes en valgo. La revisión de la clasificación Neer sigue siendo la más utilizada, a pesar de toda la controversia que le rodea.<sup>26</sup>

El grupo AO clasifica las fracturas del húmero proximal según los criterios de localización del trazo de fractura (extracapsular, parcialmente intracapsular e intracapsular) y el desplazamiento y la cominución asociadas. Los estudios de concordancia y reproducibilidad aplicados a la clasificación AO tampoco mejoran al de otras clasificaciones.<sup>17-22</sup> (Fig. 5)



*Figura 5 Clasificación AO de las fracturas del húmero proximal*

Todo esto ha provocado que a pesar de que la clasificación de Neer sigue siendo considerada la más válida para utilizarse en la publicación de resultados, cada vez más se trabaja en el entendimiento de las fracturas como principal herramienta para establecer un correcto tratamiento. De esta manera Hertel va a desarrollar un esquema de evaluación para describir



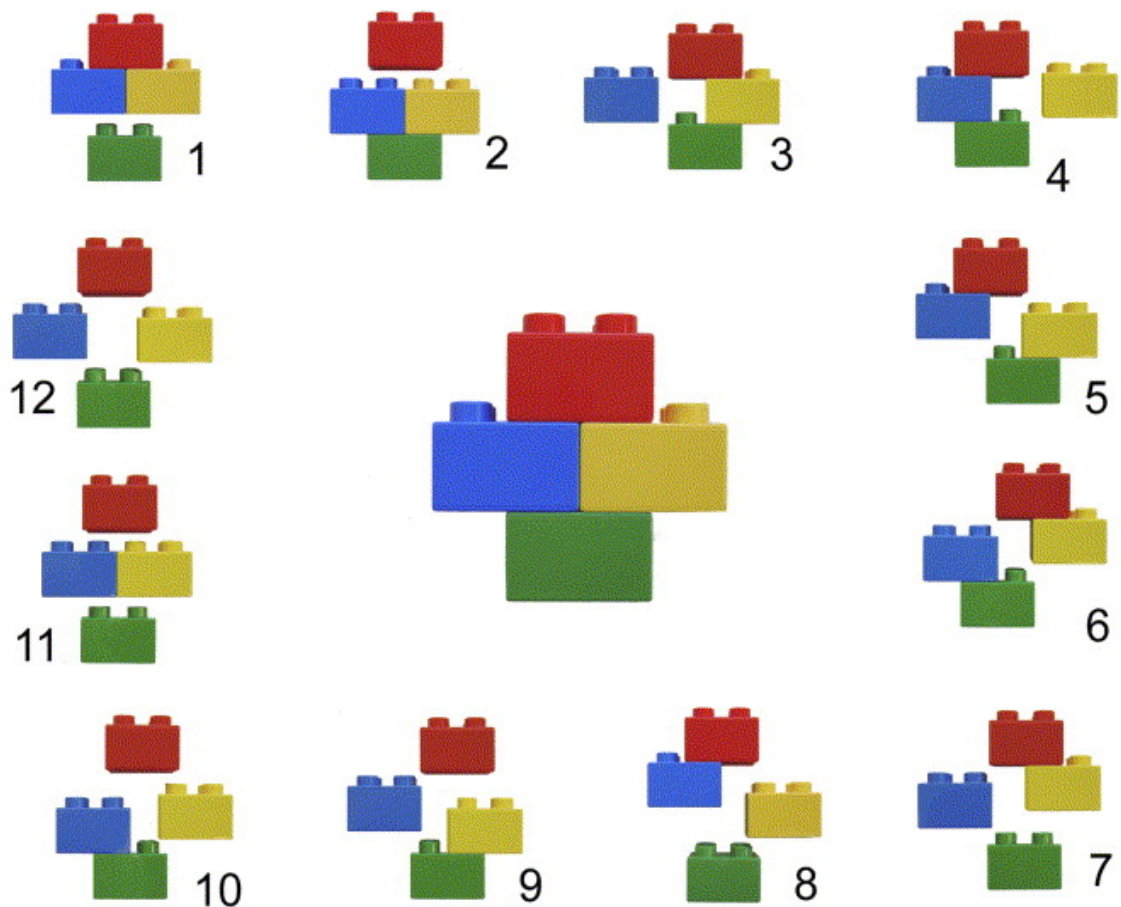
la fractura que consiste en la respuesta a preguntas simples.<sup>27</sup> En primer lugar se establecen cuestiones relativas al patrón básico de la fractura:

- ¿Hay línea de fractura entre la tuberosidad mayor y la cabeza? (Si/No)
- ¿Hay línea de fractura entre la tuberosidad mayor y la diáfisis? (Si/No)
- ¿Hay línea de fractura entre la tuberosidad pequeña y la cabeza? (Si/No)
- ¿Hay línea de fractura entre la tuberosidad pequeña y la diáfisis? (Si/No)
- ¿Hay línea de fractura entre la tuberosidad pequeña y la grande? (Si/No)

Después se realiza otro cuestionario de preguntas accesorias:

- ¿Cuánto mide la extensión postero-medial de la metáfisis proximal de la cabeza humeral? (mm)
- ¿Cuánto es el desplazamiento entre la diáfisis y la cabeza humeral? (mm)
- ¿Cuánto es el desplazamiento de las tuberosidades con respecto a la cabeza humeral? (mm)
- ¿Cuánto es el desplazamiento angular de la cabeza humeral? (grados en valgo o varo)
- ¿Hay una luxación gleno-humeral? (Si/No)
- ¿Hay fractura por impactación de la cabeza humeral? (Si/No)
- ¿Hay un componente de “head-split” en la fractura?

Con todas estas respuestas se hace una descripción de la fractura siguiendo el sistema llamado “Lego” que permite obtener una clasificación más exacta de la fractura ya que mejora tanto la reproducibilidad con la concordancia de la interpretación. (Fig. 6)



**Figura 6** Sistema “lego” de clasificación de las fracturas: la pieza roja corresponde a la cabeza, la pieza azul a la tuberosidad mayor, la pieza amarilla a la tuberosidad menor y la pieza verde a la diáfisis. (Hertel R, Mees C, Schöll E, Ballmer FT, Siebenrock K. Morphologic classification of fractures of the proximal humerus. A validated, teachable and practicable alternative. Presented at the 8th International Conference on Shoulder Surgery (ICSS) 2001)

De la misma manera Mora también propuso un protocolo de lectura de las imágenes radiológicas y por TAC para mejorar la interpretación de las fractura del húmero proximal.<sup>28</sup>

En este caso se solicita al observador que responda a las siguientes preguntas:

A) respecto a la relación cabeza-diáfisis

- ¿Hay impactación o no?
- ¿Hay desplazamiento o no?
- ¿Hay desplazamiento lateral o no?
- ¿Hay desplazamiento en varo/valgo?

- ¿Hay fracturas metafisarias asociadas?
- ¿Hay preservación del fulcro interno?

B) Respecto a la relación cabeza/tuberosidades

- ¿Hay desplazamiento o no?
- ¿La tuberosidad menor está desplazada más de 10mm?
- ¿La tuberosidad mayor está desplazada más de 5mm?
- La tuberosidad mayor, ¿es un fragmento grande o pequeño?
- La tuberosidad mayor, ¿es de gran grosor o delgada?
- La tuberosidad mayor, ¿está conminuta o entera?

C) Respecto a la cabeza humeral

- ¿cómo esta el “stock” óseo?
- ¿Hay fracturas articulares asociadas?
- ¿Hay fracturas por impactación?

D) Respecto a la descripción de los fragmentos:

- Número de fragmentos
- Número de partes
- Fracturas intra-articulares o extra-articulares

También parece que la realización de estas preguntas aumenta tanto la concordancia como la reproducibilidad en la interpretación de las imágenes de la fractura proximal de húmero.

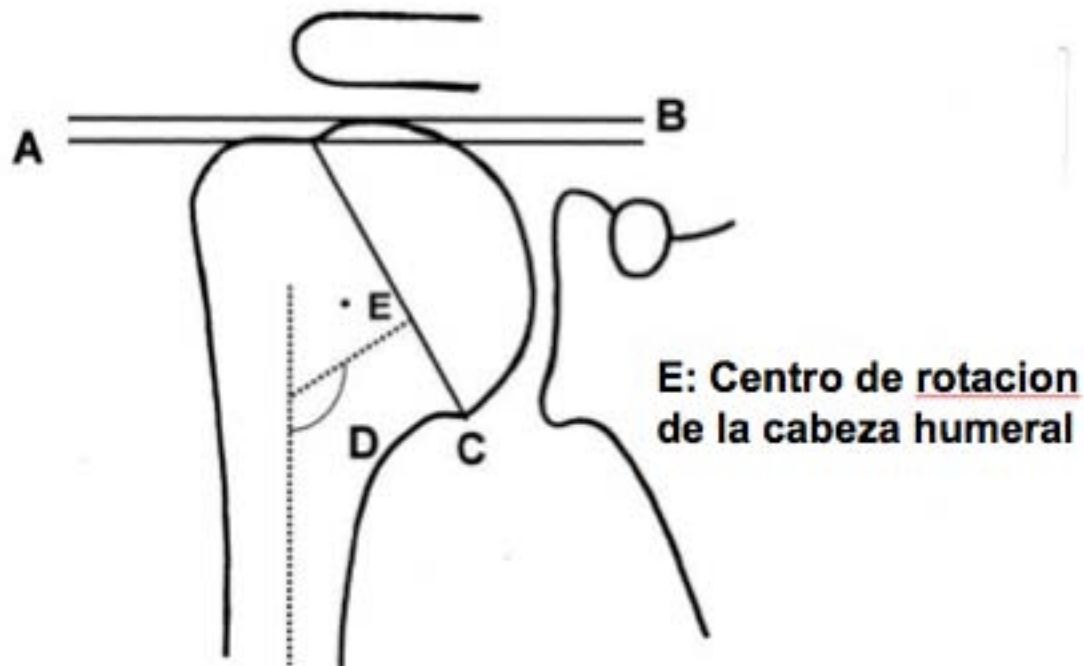
### 2.3 Aspectos anatómicos y biomecánicos del húmero proximal

El hecho de que las fracturas de húmero proximal sigan las líneas epifisarias conlleva que de las 4 partes en que se divide el segmento proximal dos correspondan a las tuberosidades: una la mayor y otra la pequeña. De manera que la integridad del manguito rotador queda comprometida en estas fracturas. El supraespinoso, infraespinoso y redondo menor que se insertan en la tuberosidad mayor y el subescapular que lo hace en la pequeña sufren el desplazamiento de los fragmentos óseos, y las consecuentes alteraciones biomecánicas para la función del hombro. Diversos estudios han puesto de manifiesto la importancia de la reconstrucción anatómica del segmento proximal del húmero para establecer la correcta funcionalidad.<sup>29</sup> Además se han desarrollado modelos de estudio de las transmisiones de fuerzas, así como modelos vectoriales para examinar las fuerzas a través de los músculos del manguito y los que rodean el hombro con el fin de predecir los músculos más afectados según la posición del brazo en el momento de la lesión.<sup>30,31</sup> Parece ser que cambios en la reducción de la tuberosidad mayor alteran la fuerza que genera el deltoides, concretamente, la situación más alta y posterior de la tuberosidad mayor condiciona un incremento de la fuerza que tiene que desarrollar el deltoides para poder elevar la extremidad superior.<sup>32</sup> Estudios anatómicos sobre la inserción han establecido que el supraespinoso ocupe un área de inserción que incluye la faceta superior de la tuberosidad mayor y la mitad superior de la faceta medial, mientras que el infraespinoso ocupa toda la faceta medial, de manera que en la porción superior de la faceta medial hay una superposición insercional del supraespinoso y del infraespinoso.<sup>33</sup> También hay que tener en cuenta que el 40% de la inserción del subescapular es muscular y el 60% es a través de su tendón a la tuberosidad menor.<sup>34</sup> El

comportamiento funcional de estas dos partes también se diferencia, la porción inferior está más tensa en abducción de 60° que en reposo.<sup>35</sup>

De igual manera, la parte más superior del infraespinoso es más débil a las cargas que el resto de la inserción, por lo que presenta una mayor proporción de rupturas.<sup>36</sup> A pesar de que la capacidad relativa de potencia de los diferentes músculos que conforman el manguito rotador dan más preponderancia al subescapular (subescapular 53%, supraespinoso 14%, infraespinoso 22% y redondo menor 10%), la mala reducción de la tuberosidad mayor parece ser que tiene las consecuencias más dramáticas para la función del hombro.<sup>37,38</sup> De la misma manera también se ha observado que las cargas más grandes sobre el supraespinoso no se producen en abducción durante el momento de máximo esfuerzo isométrico. De manera que el análisis de la elevación del brazo subestima estas fuerzas y es en las rotaciones donde el supraespinoso e infraespinoso muestran el mayor esfuerzo isométrico.<sup>39</sup> Un estudio realizado en voluntarios sin patología que medía la fuerza en rotación externa activa y la abducción del hombro cuando el húmero se coloca en el plano de la escapula ha demostrado que hay diferencias significativas en la fuerza medida de forma isométrica e isocinética entre la población joven y la mayor, y entre los hombres ancianos comparándolos con las mujeres<sup>40</sup>.

También se ha estudiado tanto la distancia en el punto de contacto entre la cabeza humeral y la tuberosidad mayor y la tangente a la cabeza humeral como su relación con el ángulo diafisario. Todos ellos son factores determinantes en la prevención del desarrollo del síndrome subacromial.<sup>41</sup> (Fig. 7)



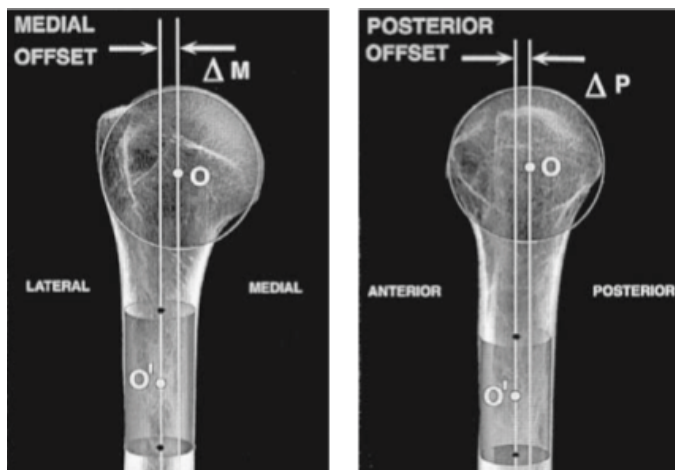
*Figura 7 Ángulo diafisario y síndrome subacromial. A-línea que marca la parte superior de la tuberosidad mayor perpendicular a la diáfisis, B-línea que marca la parte superior de la cabeza humeral perpendicular a la diáfisis, C-eje transversal mayor de la cabeza humeral en el plano coronal (diámetro de la cabeza), D-ángulo de la cabeza y E-punto de intersección de líneas en que formal el radio de curvatura de la cabeza humeral.*

De la misma manera se ha demostrado en estudios en cadáver que la reconstrucción no anatómica de las tuberosidades conlleva un déficit significativo de la movilidad.<sup>38</sup>

Por otro lado, la reconstrucción protésica no anatómica del segmento proximal del húmero lleva una carga excéntrica de la glenoides que a corto plazo se traduce en la usura de la misma.<sup>29</sup>

Estudios sobre la geometría del extremo proximal del húmero han demostrado la variabilidad que existe en la retroversión humeral entre diferentes especímenes e incluso entre el lado derecho y el izquierdo del mismo espécimen.<sup>42</sup> Boileau y Walch describieron también el offset medial y posterior que sufre la cabeza humeral, y como el hecho de no

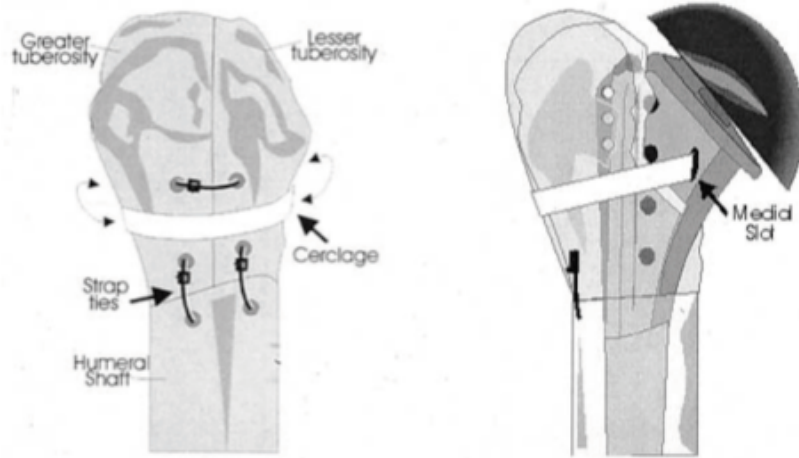
respetar dicha anatomía provocaba un empeoramiento de los resultados en las artroplastias de sustitución.<sup>43</sup> (Fig. 8.)



**Figura 8** Traslación de la cabeza humeral en relación al eje diafisario: *Offset medial y offset posterior*

Iannotti estudió la relación normal glenohumeral y pudo concluir que existe una correlación lineal fuerte entre el offset lateral humeral y el tamaño de la cabeza humeral. Además comprobó como el mantenimiento del offset lateral es de capital importancia en la optimización del momento muscular del deltoides y de los músculos del manguito rotador así como el resto de partes blandas que rodean al hombro.<sup>44</sup>

Debido a la importancia de la correcta reducción y estabilización de las tuberosidades y por ello de la correcta reconstrucción del segmento proximal de húmero, diversos estudios han profundizado en la valoración de la estabilidad de las diferentes configuraciones de sutura que fijan las tuberosidades a la prótesis en fracturas de húmero proximal. La mejoría significativa de la estabilidad se relaciona con la adición de una sutura horizontal que abrace las dos tuberosidades.<sup>45,46,47</sup> (Fig. 9)



*Figura 9 Sutura de las tuberosidades con sutura horizontal*



## **2.4 Manejo de las fracturas de húmero proximal**

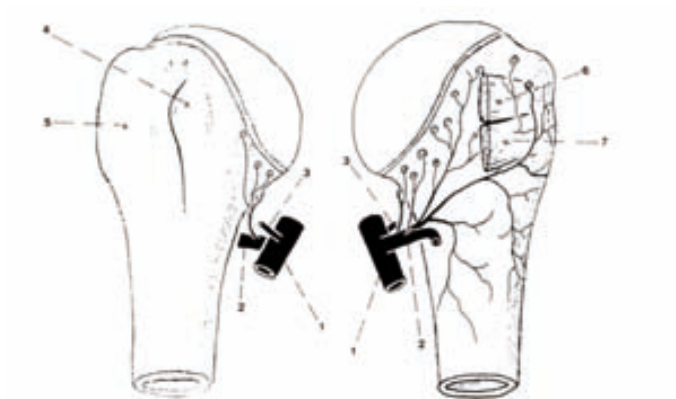
Tradicionalmente las fracturas de húmero proximal se han tratado de manera conservadora. Neer en 1970 fue quien advirtió a la comunidad científica de los malos resultados funcionales de las fracturas desplazadas de húmero proximal dejadas a su evolución natural.<sup>47</sup> Desde entonces, múltiples tratamientos se han propuesto con diferentes resultados y la controversia sobre el mejor manejo de estas fracturas sigue abierto.

Las fracturas no desplazadas parece que tienen el tratamiento conservador bien establecido junto con una pauta de rehabilitación progresiva. Así Koval en un estudio sobre 104 fracturas no desplazadas del segmento proximal humeral tratadas conservadoramente con pauta de rehabilitación estandarizada y controladas durante un año tuvo como resultado que el 77% de estos pacientes refería haber obtenido un resultado bueno o excelente, un 13% refería un resultado regular y hasta 10% uno pobre según una escala visual analógica de dolor y una escala funcional para las actividades de la vida diaria. A pesar de esto, el 90% comentó no tener dolor pero solo el 46% consiguió restablecer el 100% de la función.<sup>49</sup>

Todavía la controversia sobre cual es el mejor tratamiento de las fracturas desplazadas de la extremidad superior del húmero sigue abierta. Dos artículos prospectivos randomizados del grupo sueco del hospital Karolinska de Estocolmo han comparado el tratamiento conservador frente al quirúrgico, separando las fracturas por patrones y pacientes con riesgo de osteoporosis (>55años). El primero comparó fracturas en tres partes tratadas conservadoramente con el quirúrgico mediante reducción abierta y fijación interna, y concluye que la función es mejor en los intervenidos pero llama la atención en que un 13% de los pacientes sufrió graves complicaciones y además un 17% necesitó de una posterior

cirugía para la retirada del implante.<sup>50</sup> Por lo que recomienda el tratamiento quirúrgico en los pacientes más sanos que requieran una alta demanda funcional para sus actividades de la vida diaria y mejor que sea realizada por un cirujano experimentado en la patología del hombro. El segundo comparó fracturas en cuatro partes tratadas conservadoramente con las tratadas quirúrgicamente mediante hemiartroplastia.<sup>51</sup> Este concluyó que las tratadas quirúrgicamente mejoraban el dolor pero no la función, por lo que recomienda el tratamiento conservador en los pacientes menos demandantes, y que la cirugía sea realizada por un cirujano experimentado en la patología del hombro.

Uno de los criterios que se ha intentado utilizar para defender la necesidad del tratamiento quirúrgico es el riesgo de desarrollar una necrosis de la cabeza humeral que presentan estos tipos de fracturas. Estudios con marcadores arteriales radiopacos han demostrado que cuando la rama terminal intraósea de la arteria circunfleja anterior tiene perfusión, la mayor parte de la cabeza humeral está irrigada, mientras que la arteria circunfleja posterior vasculariza sólo la parte posterior de la tuberosidad mayor y una pequeña parte postero-inferior de la cabeza humeral. De manera que parece ser que la rama anterior-lateral de la arteria circunfleja anterior es la responsable fundamental de la vascularización de la cabeza humeral y que su integridad se ha de respetar al máximo durante el acto quirúrgico si la fractura no la ha lesionado. Cuanto más cerca de la entrada intraósea se lesione, más riesgo tendremos de desarrollar una necrosis de la cabeza humeral.<sup>52</sup> (Fig. 10)



**Figura 10** Esquema de la vascularización proximal del húmero

Actualmente también se está cuestionando la validez de establecer el tratamiento en función del riesgo de desarrollar necrosis. Bastian et al. publicaron un estudio prospectivo en el que controla 51 pacientes consecutivos con fracturas intracapsulares de húmero proximal tratadas con reducción abierta y fijación interna. De ellas 10 se consideraron como isquemias por el estudio intraoperatorio con láser-doppler. De estas 10 fracturas, con un seguimiento medio de 5 años, solo 2 desarrollaron necrosis de la cabeza humeral, lo que significó que algún tipo de revascularización tiene lugar en estas fracturas presumiblemente isquémicas pero que en el seguimiento no desarrollan necrosis y se comportan funcionalmente igual que el resto.<sup>53</sup>

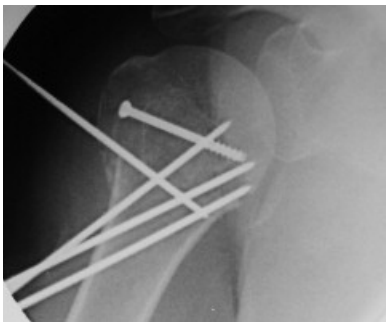
Parece que el criterio actual de tratamiento de estas fracturas se fundamenta más en evitar la alteración funcional que ocasiona dejarlas a su evolución natural que en base a criterios de probable desarrollo de necrosis. Estudios ponen de manifiesto que en fracturas complejas de húmero proximal, los mejores resultados funcionales se obtienen con el tratamiento quirúrgico.<sup>54-61</sup>

Para la tuberosidad mayor parece que a partir de 5mm de desplazamiento ya comienza a producir alteraciones con repercusión funcional, y no cuando existe 1cm. como proponía

Neer. Mientras que por debajo de 5mm no parece haber diferencias respecto a la función obtenida si el desplazamiento es entre 0-3mm o entre 3-5mm.<sup>62</sup> La influencia en la función de pequeños cambios anatómicos de la tuberosidad mayor veremos más adelante como influyen en el resultado también a la hora de implantar una hemiartroplastia para tratar estas fracturas.

Las fracturas complejas del húmero proximal se han tratado con muchas y diferentes técnicas, mínima síntesis con agujas percutáneas, suturas transóseas, suturas transóseas con enders modificados, enclavados endomedulares, fijadores externos y placas de osteosíntesis.

(Fig. 11-14)



**Figura 11** *síntesis con agujas de kirschner*



**Figura 12** *síntesis con sutura transósea*



**Figura 13** *Síntesis con sutura + ender*



**Figura 14** *Síntesis con placa de estabilidad angular*

Pero cuando la fractura es de cuatro partes o bien tiene unas características que dificultan mucho la osteosíntesis (osteoporosis, trazos fracturarios articulares, ...) casi todos los

autores están de acuerdo en el tratamiento de la fractura con la implantación de una hemiartroplastia (Fig 15). La única excepción es la fractura en 4 partes en valgo descrita por Jakob que tiene buen pronóstico tanto funcional como vascular y por tanto se acepta el tratamiento con una síntesis convencional.<sup>25</sup>



**Figura 15 Hemiartroplastia por fractura**

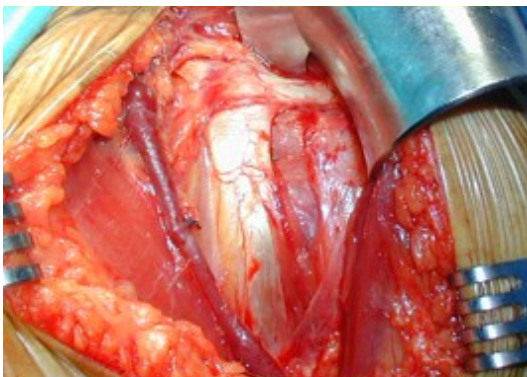
Diversos factores se han implicado en el porqué de estos resultados funcionales tan variables, pero los que parecen tener más influencia son la edad del paciente, las condiciones generales del paciente y la técnica quirúrgica.<sup>71</sup>

Respecto a la técnica quirúrgica, Neer describió como respetar las partes blandas que conforman la articulación del hombro pues de ellas depende la posterior función de la misma.<sup>47</sup> La vía de abordaje más utilizada es la deltopectoral que permite una amplia exposición de la articulación. La incisión discurre entre los puntos que conectan la clavícula con la coracoides y la cara anterior del brazo. (Fig. 16)



**Figura 16 Estructuras anatómicas de referencia. Espacio entre el deltoides y el pectoral mayor desde la apófisis coracoides hasta la inserción del deltoides en la V deltoidea**

Una vez seccionada la piel y disecado el tejido celular subcutáneo, el plano superficial lo constituyen el deltoides y el pectoral mayor con la vena cefálica que los separa e indica el camino del surco deltopectoral. Una vez identificado y expuesto el espacio deltopectoral, el plano profundo lo componen el tendón conjunto por dentro, la fascia clavipectoral por fuera, los vasos circunflejos por abajo y el ligamento coracoacromial por arriba. (Fig. 17)



**Figura 17 Anatomía quirúrgica del hombro. Superficial – deltoides lateral, con la vena cefálica y pectoral mayor medial. Profundo - tendón conjunto, fascia clavipectoral y ligamento coracoacromial**

El siguiente paso es identificar el tendón insercional del pectoral y seccionar los 2/3 superiores (Fig. 8)



**Figura 18** *Identificación del pectoral mayor*



**Figura 19** *Identificación de la porción larga bíceps*

En el mismo lugar donde se ha desinsertado el pectoral mayor es donde se identificará el tendón de la porción larga del bíceps que será la referencia más importante cuando diferenciamos la tuberosidad mayor y menor. (Fig. 19)

Una vez aisladas las tuberosidades con el supra y el infraespinoso unidos a la tuberosidad mayor y el subescapular a la tuberosidad menor, se extrae la cabeza humeral que usualmente permanece sin ninguna inserción. (Fig. 20 y 21)



**Figura 20** *Fractura 4 partes*



**Figura 21** *Cabeza humeral una vez extraída*

Una vez se extrae la cabeza humeral, quedan las tuberosidades adheridas a sus inserciones tendinosas por un lado y por otro queda la diáfisis sin referencia para poder restablecer la altura y retroversión del segmento proximal del húmero. (Fig. 22)



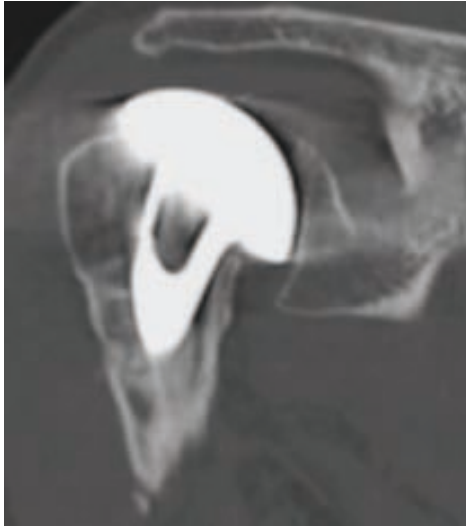
*Figura 22 Diáfisis humeral sin referencia anatómica*

La altura correcta a la cual se debe implantar la prótesis para restablecer la anatomía se realiza según diferentes métodos. Hay autores que toman como medida la distancia de la cabeza de la prótesis con la superficie inferior del acromion bajo control de escopia, pero hay una gran influencia del grado de relajación del paciente

Un método descrito para implantar la prótesis a la altura correcta para restaurar la anatomía es aquella que restablece una correcta tensión del tendón del bíceps. Otro toma como referencia la distancia de la cabeza de la prótesis con la superficie inferior del acromion bajo control de escopia. Estos métodos son altamente subjetivos y están sujetos a variaciones según la relajación del paciente, flexión o no del codo, etc. Iannotti dio un poco de luz a la altura que se había de lograr ya que calculó la distancia que había entre las tuberosidades y la cabeza humeral. La distancia entre ambas era de  $8 \pm 3.2\text{mm}$ .<sup>44</sup> Así en las fracturas proximales de húmero tratadas con hemiartróplastias obtendremos una buena reducción en cuanto a la altura, si conseguimos la reducción de las tuberosidades. Las tuberosidad mayor



siempre está presente cuando indicamos la cirugía en este tipo de fracturas. Así la cabeza humeral queda ligeramente elevada sobre la tuberosidad mayor.



**Figura 23** Imagen de TAC coronal que muestra una correcta situación de la tuberosidad mayor con la prótesis y una osteointegración de la tuberosidad mayor

Por otro lado también hay que determinar la retroversión a la cual se deja el implante. Así también se han propuesto diferentes métodos como es el hecho de que en rotación neutra del brazo, la cabeza humeral ha de mirar a la glena. Por ello, el método que mas popularidad ha obtenido es aquel que toma como referencia el surco bicipital para establecer la correcta posición protésica que restablece la versión anatómica de la cabeza humeral. Hay que resaltar que la retroversión humeral es extremadamente variable, con un rango que va desde una anterversión de  $10,3^\circ$  hasta una retroversión de  $74^\circ$ , e incluso entre el húmero derecho e izquierdo de un mismo individuo presenta variación.<sup>43,73-80</sup>

Estudios anatómicos han determinado que entre el eje de la cabeza humeral y el margen posterior del surco bicipital hay 9mm (5.5-13mm), de manera que para restablecer la

correcta versión de la cabeza humeral solo habría que colocar la aleta lateral de la prótesis a 9mm del surco humeral. <sup>81-86</sup>

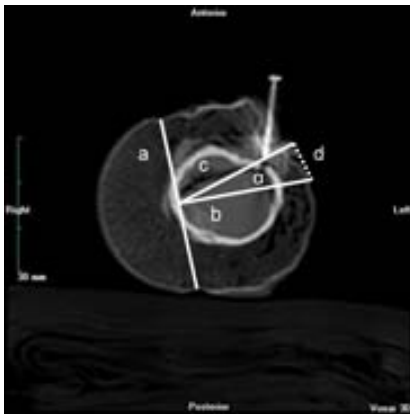
Boileau advierte que el surco bicipital humeral sufre una torsión de caudal a craneal y de medial a lateral que provoca una variación importante de la retroversión humeral que le demos a la prótesis, según la altura del trazo fracturario y del nivel que tomemos como referencia del surco bicipital. <sup>43</sup>

Estudios recientes han demostrado que existe una distancia constante entre el margen superior de la inserción del pectoral y la cabeza humeral. Por lo que se ha propuesto esta distancia como referencia para determinar la altura de la prótesis. Pero aún no hay estudios clínicos que apoyen esta medida. <sup>87</sup> (Fig. 24)



*Figura 24 Margen superior del pectoral mayor como referencia para determinar la altura y la versión protésica*

El pectoral mayor se ha publicado como referencia para determinar la retroversión protésica con una menor variabilidad que el surco bicipital. A través del estudio cadavérico con la TAC, se ha determinado que la distancia entre la inserción superior del pectoral mayor y la aleta posterior de la prótesis es constante y tiene de media un valor de 1,06cm.<sup>88</sup> (Fig. 25)



***Figura 25 Determinación de la versión protésica según el pectoral mayor***

Otro intento de minimizar el error tanto de la altura a la que se implanta la prótesis como de la versión que se le da, ha estado en el desarrollo por parte de la industria comercial de diferentes instrumentos o guías externas que ayudan a colocar el implante en una altura y versión previamente determinadas. (Fig. 26)



*Figura 26 Instrumentación que ayuda a determinar la altura y la retroversión*

Como ya se ha comentado, si bien el resultado en cuanto a la disminución del dolor y la fuerza es predecible y constante, no se puede decir lo mismo en cuanto al resultado funcional de las mismas. Muchos son los factores implicados en el resultado funcional entre ellas: edad, sexo, capacidad cognitiva, capacidad de realizar correctamente la rehabilitación, tipos de fractura y la técnica quirúrgica parecen ser los más importantes.<sup>71, 89,90</sup> Algunos de estos factores no son modificables pero otros como la técnica quirúrgica son modificables por parte del cirujano. La correcta consolidación de las tuberosidades se ha demostrado que es el factor que más influencia tiene en el resultado funcional de estas prótesis. Es decir, si las tuberosidades no están correctamente consolidadas, aunque el resto de variables sean favorables no se produce un buen resultado funcional. En los pacientes con mejor resultado funcional, las tuberosidades siempre están correctamente consolidadas.<sup>91,92</sup>

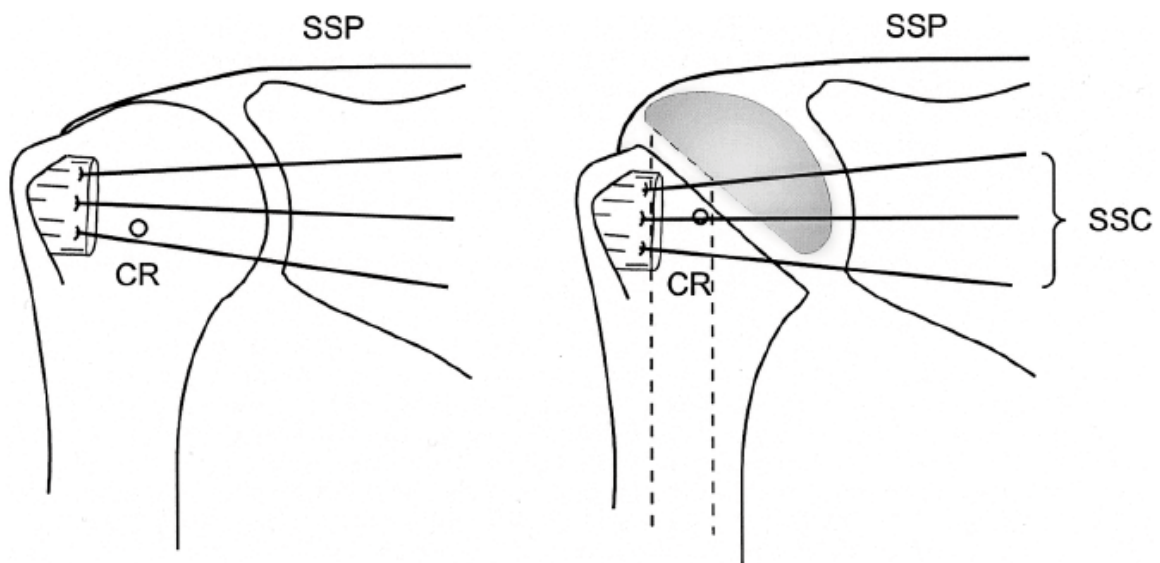
Según Boileau y Walch<sup>91</sup> los errores técnicos más comunes en la colocación de una prótesis por fractura son: el primero es una tendencia a medializar el húmero con una disminución del diámetro epifisario, lo que comporta una situación de valgo en la prótesis que condiciona

una mayor dificultad a obtener una buena reducción de la tuberosidad mayor. El segundo error sería una tendencia a acortar o alargar la longitud total del húmero. El más frecuente es colocar la prótesis más baja, lo que acorta el húmero y obliga al deltoides a acortar sus fibras para conseguir afrontar la cabeza humeral a la glena. Esto disminuye el brazo de palanca del deltoides desde su origen a su inserción. La situación contraria alargaría el húmero, lo que comporta una prótesis más sobresalida que provoca una alteración de espacio entre supraespinoso, cabeza de la prótesis y arco subacromial que favorece el desarrollo de conflicto subacromial. El tercer error técnico sería variar la versión de la prótesis al tomar referencias anatómicas poco precisas tanto a nivel distal (antebrazo con un valgo variable) como proximal (surco bicipital).

A pesar de que el tratamiento de las fracturas del húmero proximal sea todavía muy controvertido y no este claro qué fracturas desplazadas han de ser tratadas quirúrgicamente y cuales de manera conservadora, lo cierto es que determinados patrones de fractura parece claro que tienen un pronóstico funcional pobre si las dejamos a su evolución natural. Y en algunas de ellas, debido a su cominución y osteoporosis, la hemiartroplastia parece la única alternativa quirúrgica razonable.

## 2.5 Aspectos biomecánicos del componente humeral

La complejidad de la fractura hace que se pierdan referencias anatómicas determinantes a la hora de poder implantar correctamente la prótesis, respecto a la altura y la retroversión. Si bien Neer<sup>48</sup> explicó como el hecho de colocar el implante protésico en una situación más alta de la anatómica podía desarrollar síntomas clínicos por pinzamiento (Fig. 27) y rotura secundaria del manguito rotador. A pesar de todo los estudios más recientes han determinado que el factor anatómico más importante que afecta la función de la extremidad en el tratamiento de las fracturas del húmero proximal mediante una prótesis es la correcta reducción y consolidación de las tuberosidades.<sup>71,72,91,93-96</sup>



**Figura 27 y 28 Ilustración de la influencia de la altura de la prótesis de húmero en la función del manguito rotador. Si el centro de rotación (CR, corresponde al círculo) se eleva tras la inserción de la prótesis de hombro, el infraespinoso y subescapular (SSC) cambiarían de abductores a aductores. SSP= supraespinoso**

Este hecho es el que lleva a pensar que efecto tiene en la capacidad de consolidación de las tuberosidades la altura a la que se coloca el implante protésico. Desde el punto de vista

mecánico parece claro pensar que si dejamos el implante a más altura de la anatómica, eso producirá un aumento del recorrido del manguito rotador alrededor de la prótesis si queremos que la tuberosidad contacte con la diáfisis, con el consecuente aumento de la tensión en la sutura por aumento de la tensión en el tendón. O bien, si no aumenta el recorrido de manguito rotador y dejamos la tuberosidad detrás de la cabeza humeral estaremos produciendo un espacio entre la tuberosidad y diáfisis que impedirá su consolidación. Por otro lado, si disminuimos la altura protésica, el manguito rotador también tiene que alargar su recorrido hasta poder contactar con una diáfisis más lejana que la anatómica.

## 2.6 Aspectos biomecánicos de las configuraciones de sutura

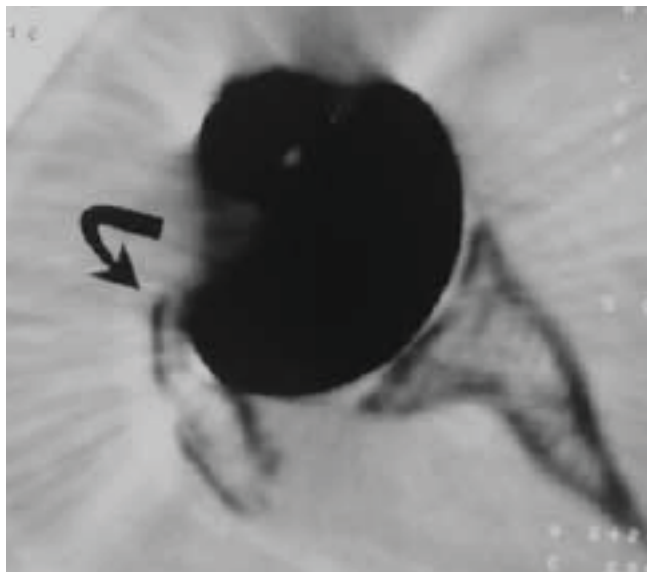
La falta de consolidación de las tuberosidades conlleva un ascenso de la cabeza protésica parecido al que sucede en las rupturas masivas del manguito rotador, que hace que la acción del deltoides no sea efectiva. La falta de función del manguito provoca la pérdida de la fuerza de compresión hacia la glenoides descentrando la cabeza. Esto conlleva que el deltoides lo único que consigue es el ascenso de la cabeza humeral sin elevar la extremidad. (Fig. 29)



*Figura 29 Ascenso de la prótesis por la falta de consolidación de las tuberosidades*

Según Boileau en más de 27% de los casos, la reducción de las tuberosidades obtenida en el quirófano no es satisfactoria y en más del 50% de los casos las fracturas operadas con hemiartroplastia no llegarán a consolidar las tuberosidades en su posición anatómica.<sup>98</sup> (Fig. 30)





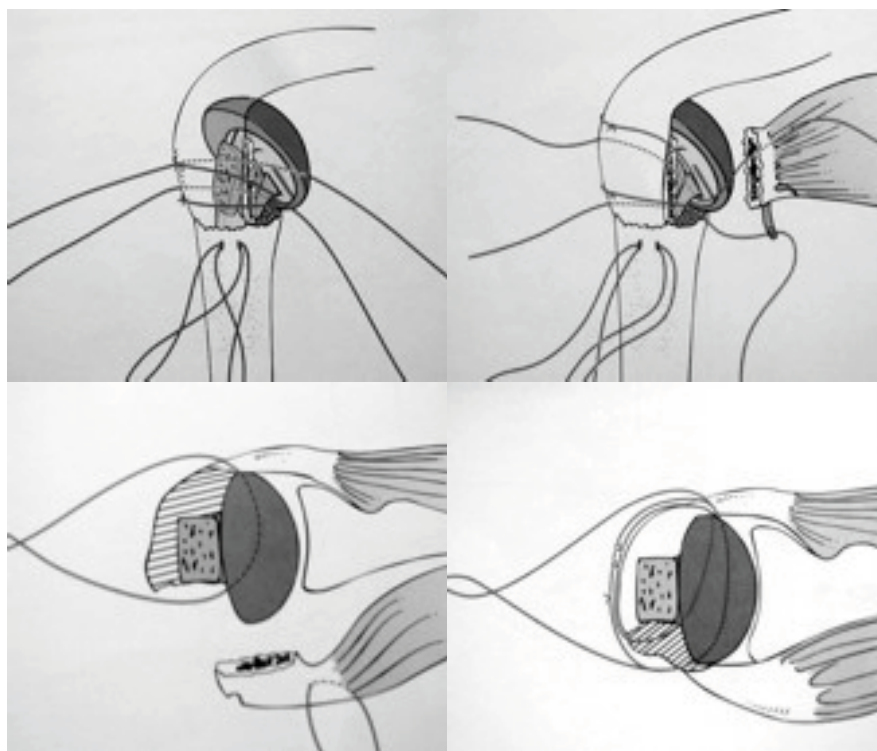
**Figura 30** Mala reducción de la tuberosidad en el postoperatorio

Las diferentes configuraciones de sutura de las tuberosidades tratan de restaurar la posición anatómica de ambas. La clave es la fijación de la tuberosidad mayor. En el plano vertical se reducirá a nivel de la cabeza o 8mm inferior a la misma. En el plano horizontal, la tuberosidad mayor debería situarse sobre la parte lateral de la prótesis. El resto de estructuras se reducen en función de la reducción de este fragmento.

Al insertarse sobre ellas las estructuras musculares, las diferentes configuraciones de sutura buscan contrarrestar los vectores de fuerza que generan los músculos que se insertan en la tuberosidad mayor y menor, que componen el manguito rotador.

El grupo de Hertel fue el primero que sugirió que un cerclaje metálico que abrazara las tuberosidades pasando medial al cuello de la prótesis aumentaba la resistencia a las fuerzas de fatiga.<sup>92</sup> Pero fueron Boileau y Walch quienes describieron una configuración de sutura que trataba de dar rigidez a la construcción. Cuatro suturas tipo Ethibond® atraviesan la interfaz hueso-tendón de los rotadores externos y pasan medial al cuello de la prótesis, abrazando las tuberosidades. Dos de ellas abrazan la tuberosidad mayor y la prótesis. Las dos restantes abrazan ambas tuberosidades a la prótesis. Por último dos suturas que fijan en

el plano vertical de forma trapezoidal ayudarán a aumentar la fuerza de fijación vertical de las tuberosidades a la diáfisis. <sup>45</sup> (Fig. 31)



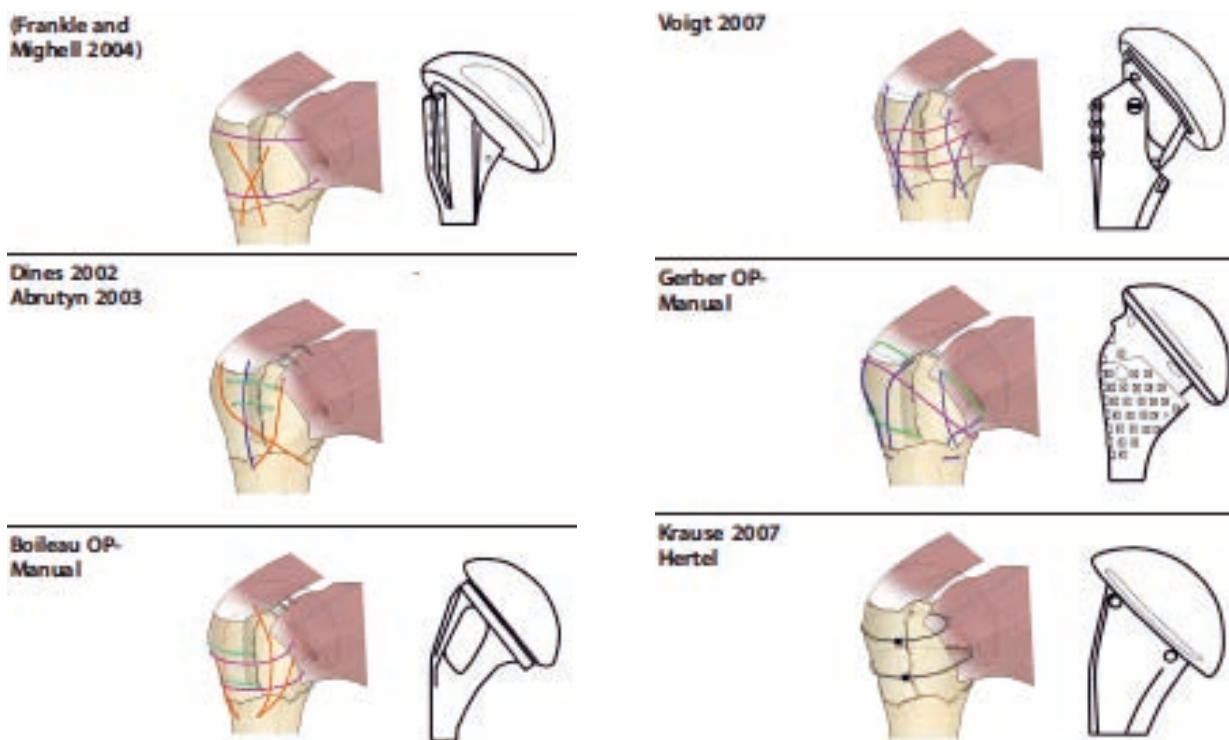
*Figura 31 Sistema de sutura de las tuberosidades alrededor de la prótesis*

De la misma manera, también parece tener influencia en la consolidación de las tuberosidades el hecho de utilizar sistemas externos de guía para determinar la altura correcta del implante. Aquellos pacientes en los que en el acto quirúrgico se le ha implantado una prótesis con ayuda de sistemas externos para restablecer la anatomía han sufrido más consolidación sus tuberosidades. <sup>91</sup>

El inicio de la rehabilitación tras la implantación de una hemiartroplastia por fractura proximal de húmero es un tema controvertido. A pesar de la migración de las tuberosidades que se produce durante las fases iniciales del postoperatorio, no está claro que el hecho de iniciar la rehabilitación de manera inmediata o pasadas unas semanas de la cirugía tenga

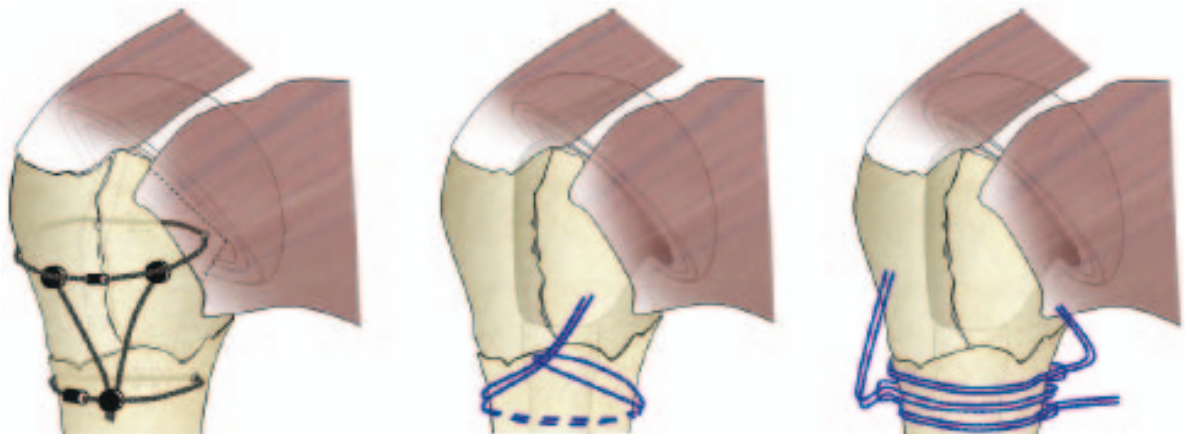
algún efecto en la consolidación. Hay autores que defienden que los pacientes que inician la pauta de rehabilitación 3 semanas después de la cirugía obtienen mejores resultados funcionales finales y más porcentaje de consolidación de las tuberosidades.<sup>92</sup> Otros autores mantienen que el hecho de retrasar el inicio de la rehabilitación solo conlleva a aumentar el número de rigideces postquirúrgicas y que globalmente los resultados funcionales no mejoran.<sup>47</sup>

Baumgartner et al agrupó las configuraciones de sutura en cuatro grupos. Cada grupo resume las diferentes estrategias de sutura: Grupo A – Las tuberosidades y la diáfisis se conectan con una sola sutura. Grupo B – Cada tuberosidad esta conectada de forma individual con la diáfisis. Grupo C – Uso de alambre además de suturas. Normalmente de uso circunferencial abrazando las tuberosidades. Grupo D – lazos de sutura cortos que unen los fragmentos entre sí.



**Figura 32** Esquema de técnicas de sutura en función del diseño de los implantes

Tras el análisis de las diferentes configuraciones de sutura diseñó una configuración de sutura que no tenía en cuenta los vectores de fuerza de los músculos sino la estrategia de fijación de fragmentos, evitando atravesar el hueso con ningún tipo de sutura. (Fig 32)



*Figura 33 Anclaje circunferencial de las tuberosidades evitando la perforación de la diáfisis*

A pesar de las diferentes estrategias utilizadas, los cambios en el diseño de prótesis y según los resultados clínicos obtenidos la configuración de sutura para la fijación de las tuberosidades biomecánicamente mejor aún esta por determinar.

### **3. HIPÓTESIS**

### **3.1 Hipótesis de trabajo**

La utilización de los vectores de fuerza resultantes de la musculatura que compone el manguito rotador para el análisis de la estabilidad de las tuberosidades al realizar la técnica de sutura en la fractura de húmero proximal tratada con hemiartroplastia mejora los resultados.

### **3.2 Hipótesis nula**

Los vectores de fuerza resultantes de la musculatura que compone el manguito rotador no influye en la estabilidad de las tuberosidades al realizar la técnica de sutura en la fractura de húmero proximal tratada con hemiartroplastia.

### **3.3 Objetivos**

2.3.1 Determinar cuál es la influencia de la configuración de sutura que sufre menos desplazamiento entre los fragmentos que componen la fractura de húmero proximal.

2.3.2 Determinar cuál configuración de sutura es la más adecuada para la fijación de las tuberosidades cuando el supraespinoso está parcialmente dañado en la fractura de húmero proximal.

2.3.3 Determinar el desplazamiento de las tuberosidades y la diáfisis durante las diferentes etapas de movimiento en la rehabilitación pasiva inmediata: antepulsión, rotación externa y rotación interna.

#### **4. MATERIAL Y MÉTODOS**

Los análisis biomecánicos se llevaron a cabo en la Universitat Politècnica de Catalunya en el Centre de Recerca d'Enginyeria Biomèdica:

#### **4.1 Descripción del material**

Para este estudio se desarrolló una aplicación robótica. Constaba de cinco húmeros sintéticos (Sawbones®), material semirrígido para simular los tendones que conforman el manguito rotador (cuero), una superficie de silicona que simulaba una glenoides, un robot (Staubli®), unos sensores de movimiento (Polhemus®), una prótesis de fractura (GLOBAL® FX Shoulder Fracture System), sutura trenzada (ETHIBOND EXCEL® Polyester Suture) y sustancia adhesiva de 2-cyanoacrilato (Loctite®)

Para la reproducción del modelo de hombro desde el punto de vista biomecánico y de la reproducción de inserción y tensión se tuvieron en cuenta los modelos de cintura escapular previamente validados.<sup>98-103</sup> En este caso se simuló una articulación glenohumeral de la siguiente manera:

A) Húmero: se utilizaron húmeros sintéticos validados para modelos de simulación de articulación glenohumeral Sawbones®. Los huesos sintéticos han sido diseñados para reproducir la anatomía del húmero tanto en su forma, textura y densidad tanto cortical como esponjosa. (Fig. 34)

Los cinco húmeros presentaban una reproducción idéntica de una fractura en cuatro partes en cuanto a la lateralidad y el patrón de fractura (4 partes a través del surco bicipital).





*Figura 34 Sawbones con fractura proximal de húmero en 4 partes*

B) Manguito rotador: El material elegido para simular su elasticidad y rigidez fue el cuero que se pega en su correcta implantación en la tuberosidad mayor y menor del Sawbone®. Dos correas de cuero pegadas a la tuberosidad mayor, que simulaban el músculo supraespinoso e infraespinoso-redondo menor. Una correa de cuero que hace las veces de rotador interno o subescapular. Estas correas se conectan a un muelle que va enganchado a un dinamómetro que permite mantener la tensión correcta con un peso de 3kg de peso. Dicho peso genera una fuerza constante que nos permite reproducir el efecto biomecánico de compresión y rotación del manguito rotador para la elevación-abducción del brazo. A su vez este dinamómetro se adapta a una estructura metálica que nos permite reproducir la altura de la tracción. Esta tensión permitirá la estabilidad del húmero en la glenoides.

C) Glenoides: estructura cóncava de silicona que presenta un molde donde encaja y se mueve la cabeza humeral. (Fig. 35) Esta estructura se unta de vaselina refinada (vaselina

estéril Braun®) que disminuirá la fricción de la cabeza humeral con la silicona. La estructura se mantiene gracias a un poste metálico de tres pies que lo ancla a la tierra.



*Figura 35 Glenoides de silicona*

D) Robot: consta de un brazo articulado que se ancla al hueso sintético a nivel de la zona diafisaria por medio de una pinza, justo a 2cm de la epífisis distal del húmero. Se utilizó un robot industrial de la marca Staubli®. (Fig. 36) Las series de robots industriales TX60 cuentan con un brazo articulado con 6 grados de libertad para una máxima flexibilidad. Una rótula de trabajo esférica permite la máxima utilización de espacio de trabajo de la célula. Los beneficios adicionales incluyen suelos, paredes y opciones de montaje en el techo para una completa flexibilidad en la integración del robot. El robot de estructura robusta, totalmente hermético (nominal IP65) hace que sea ideal para aplicaciones en ambientes agresivos, mientras que una muñeca especialmente diseñada (IP67) permite realizar movimientos finos y es ideal para entornos de máquinas-herramienta. El robot tiene acoplado un sensor de pares y fuerza en la muñeca (ATI-Multi-Axis F / T sensor), también de 6 grados de libertad, que permite medir los pares y torsiones que aplica el usuario a guiarlo. Con este robot, el usuario puede programar la trayectoria deseada de forma gestual, es decir, manejándolo de un asa acoplado al elemento terminal, o mano del robot, del mismo modo que lo haría acompañando la mano de una persona para hacerle reproducir los

ejercicios más específicos. Este brazo robótico se puede programar para que reproduzca cualquiera de los movimientos de la articulación del hombro (elevación anterior, retropulsión, abducción, aducción, rotación externa y rotación interna)



**Figura 36 robot Staubli®**

E) Sensores de movimiento: Los sensores de movimiento PATRIOT® es la mejor solución para el seguimiento de movimiento y la digitalización 3D. El sistema utiliza tecnología electromagnética a través de sensores emisores y receptores. Estos sensores producen medidas en tiempo real de la posición (coordenadas X-Y-Z y orientación). Ofrece una baja latencia y alta estabilidad que le permite recoger de forma ininterrumpida los datos.



*Figura 37 sensor de movimiento Patriot®*

F) Prótesis de húmero: GLOBAL® FX Shoulder Fracture System fue desarrollada para el tratamiento específico de fracturas del húmero proximal. Incluye una guía que permite restablecer la posición ideal de la altura y versión de la cabeza humeral. Las cabezas son de cromo-cobalto que mejoran la resistencia al desgaste.



*Figura 38 GLOBAL® FX Shoulder Fracture System (Depuy-Synthes)*

G) Hilo de sutura: Ethibond se prepara a partir de fibras de alto peso molecular, de cadena larga, poliésteres lineales que tienen anillos cromáticos recurrentes como un componente integral. Se recubre uniformemente con polibutilato o poli {oxi-1, 4 butanediyl oxy (1, 6-dioxo-1, 6 hexanodiilo)}. El recubrimiento altamente adherente es un compuesto no

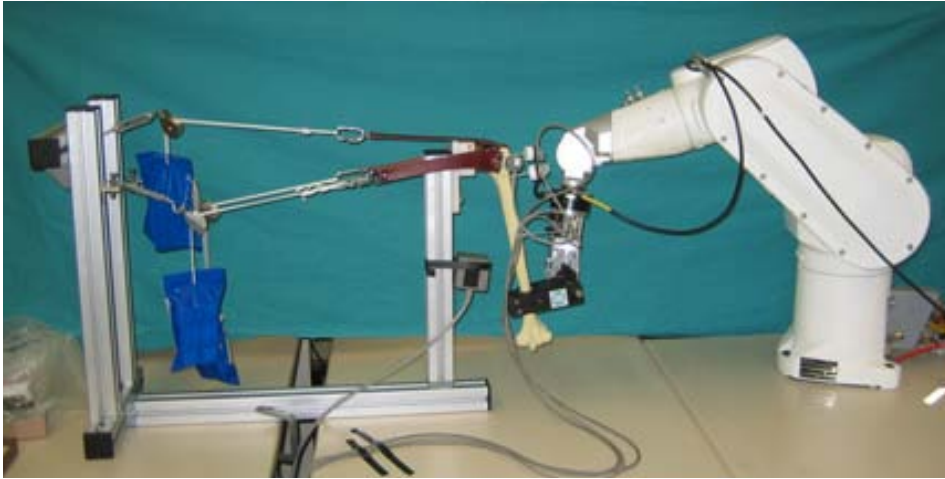
absorbible relativamente no reactivo que actúa como un lubricante para mejorar mecánicamente las propiedades físicas de la sutura sin revestir, y así mejorar las cualidades de manipulación en contraste con la fibra trenzada, sin revestir. La sutura se trenza para mejorar la manipulación y el teñido de verde mejora la visibilidad en el campo quirúrgico.



**Figura 39 Ethibond® 5 (Ethicon)**

H) 2-cyanoacrylato (Loctite®): se trata de un pegamento instantáneo que está diseñado para la unión de materiales de difícil adhesión que requieren una distribución de la tensión uniforme, y resistencia a tensiones fuertes y/o acortadura. El producto proporciona una unión rápida de una gama amplia de materiales, incluyendo metales, plásticos y elastómeros. LOCTITE® es especialmente adecuado para la unión de materiales porosos o absorbentes tales como la madera, papel, cuero y textiles . Además de los sustratos principales referidos más arriba, el producto une superficies ácidas tales como piezas cromadas o recientemente electrogalvanizadas.

Una vez todo está montado, la correcta tensión y dirección de las tuberosidades consigue una orientación óptima de la cabeza humeral con la glenoides. Así el sistema se mantiene estable, reproduciendo el movimiento normal de la articulación glenohumeral. (Fig. 40)



*Figura 40 Estructura para la simulación: 1) Robot 2) Sawbone® húmero, 3) Glenoides 4) Sistema de correas de cuero*

#### **4.2 Programación del robot**

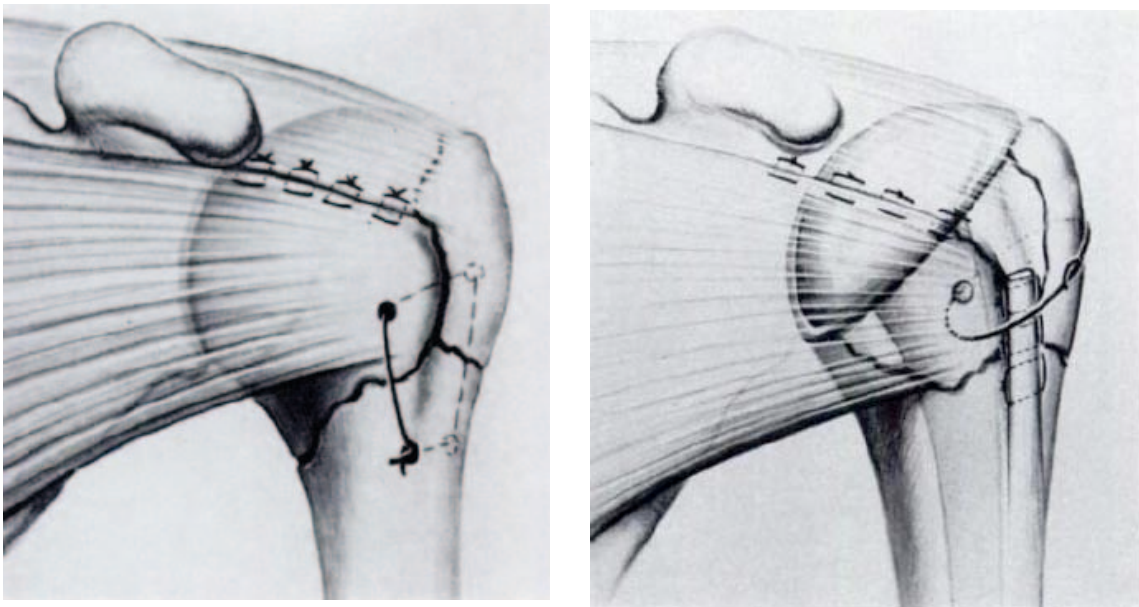
El software del robot permite memorizar los movimientos a la vez que nosotros los realizamos acompañando el brazo mecánico. Esto nos permitió reproducir la movilidad pasiva de una articulación glenohumeral. Este rango de movimiento es el que se comienza a realizar de forma inmediatamente posterior a la cirugía.

Se programó un ciclo de movimientos que consistía: desde la posición anatómica de reposo con el brazo al lado del cuerpo, elevar el brazo en el plano de la escápula hasta 100°. Una vez alcanzada esta altura, iniciar una rotación externa de 40° y posteriormente una rotación interna de 40°. Cuando se finalizan las rotaciones desde la posición neutra se desciende el brazo hasta su posición de inicio o reposo. El robot entonces se programa para que realice estos movimientos.

### 4.3 Configuraciones de sutura

La utilización de prótesis para el tratamiento de fracturas proximales de húmero complejas ha motivado el desarrollo de configuraciones de sutura de las tuberosidades. Revisando la literatura podemos reducir los más comúnmente utilizados, que denominaremos como 1) sutura “estándar” descrita por Neer y 2) sutura de Boileau y Walch. A pesar de que últimamente, debido al desarrollo de los diseños de los sistemas de artroplastia se están desarrollando nuevas configuraciones de sutura.<sup>48</sup>

La sutura “estándar” descrita por Neer fija las tuberosidades con suturas simples transóseas desde la diáfisis con cada una de las tuberosidades, y entre las dos tuberosidades a través de la aleta lateral que la prótesis tiene diseñada para ello.<sup>47</sup>

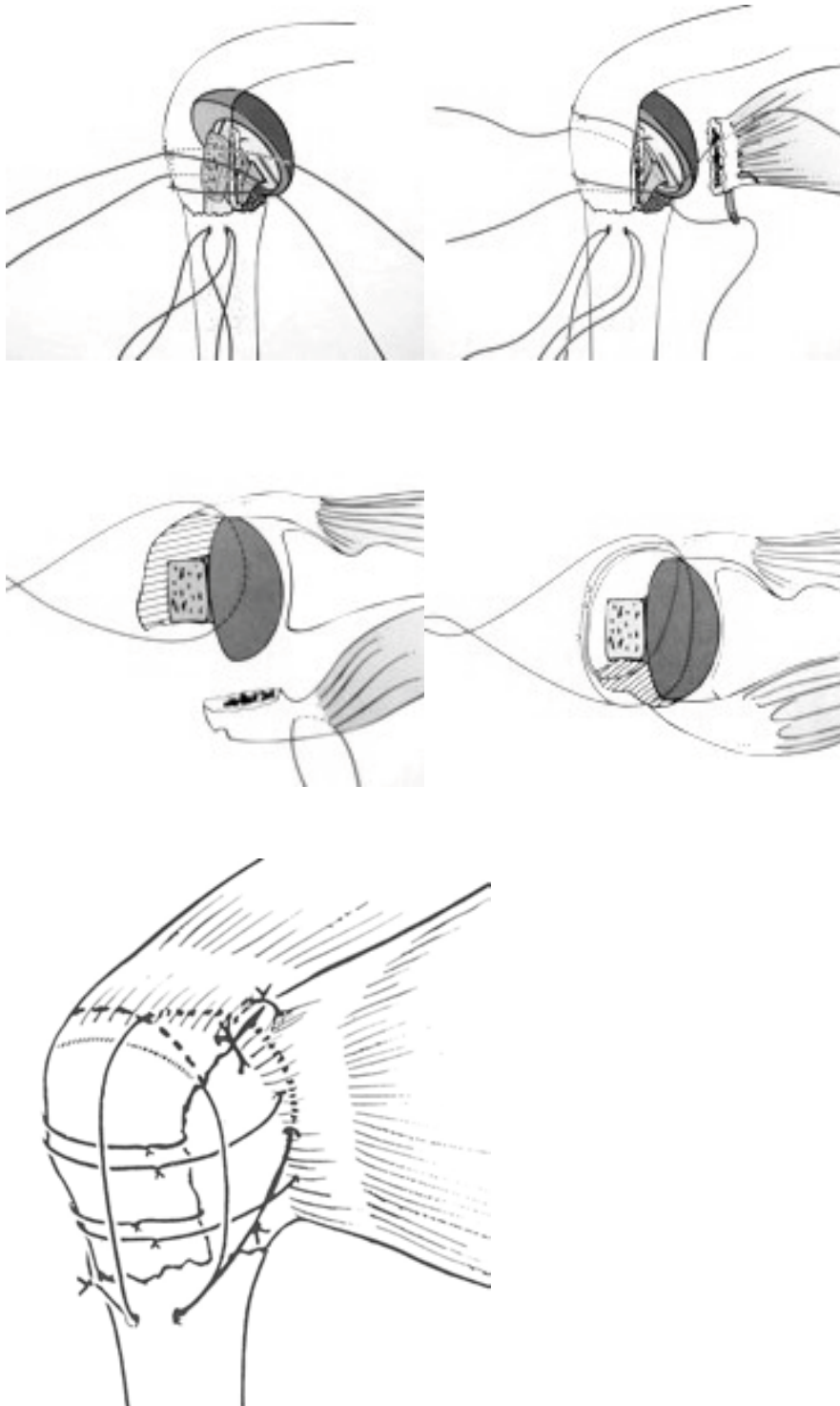


*Figura 41 sutura “estándar”*

La sutura que Boileau y Walch describieron se componía de 6 hilos de sutura. Cuatro de ellos atravesaban la interfaz hueso-tendón de los rotadores externos, pasando medial al cuello de la prótesis, abrazando dos de ellas la tuberosidad mayor y la prótesis. Mientras que



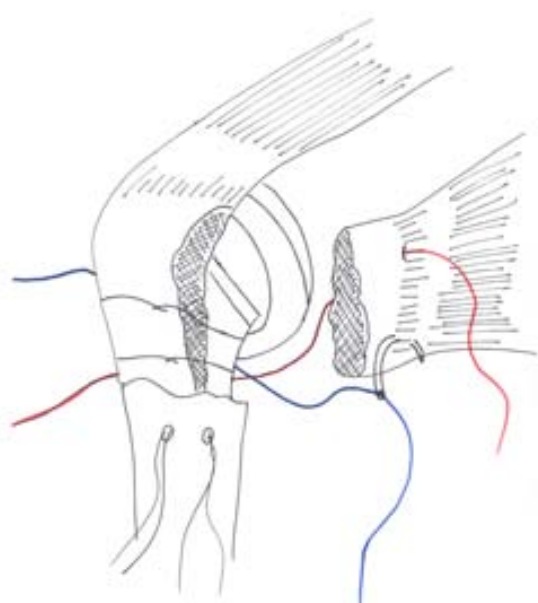
las otras dos abrazaban las dos tuberosidades y la prótesis. Por último dos suturas verticales en forma trapezoidal aumentaban la fijación de las tuberosidades con la diáfisis



**Figura 42 sutura de Boileau y Walch**

Se observó que era posible aprovechar los vectores de fuerza de los músculos que se insertan en los diferentes fragmentos y que en definitiva son los causantes del patrón de fractura como preconizó Codman en 1934.<sup>15</sup> Por eso se diseñó un tipo de sutura que a través de bandas de tensión formando figuras en 8 fuesen capaz de reducir, fijar y mantener las tuberosidades en su sitio hasta su consolidación en la posición anatómica más apropiada.

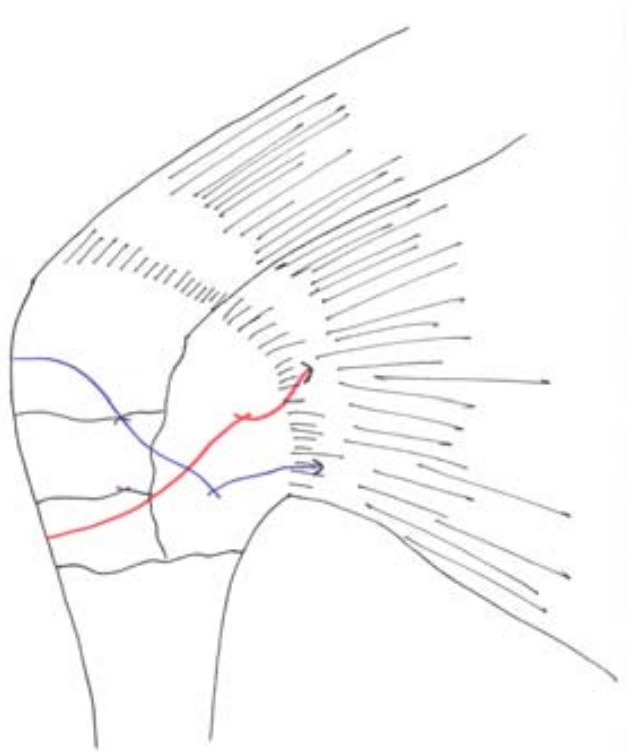
La sutura se compone de seis hilos de sutura. Cuatro de ellos atraviesan la interfaz hueso-tendón de los rotadores externos (supraespinoso, infraespinoso y redondo menor) pasando medial al cuello de la prótesis. Dos de ellos de forma horizontal, abrazan la tuberosidad mayor y el vástago.



**Figura 43 Sutura en banda de tensión I: 1º paso sutura en banda de tensión – pasar 6 hilos de sutura: 2 en la diafisis, 4 a través del plano tuberosidad-tendon de infraespinoso-redondo menor. 2ª paso – anudar dos suturas mediales en forma de cerclaje horizontal abrazando la tuberosidad grande pasando medial al vástago de la hemiartróplastia**

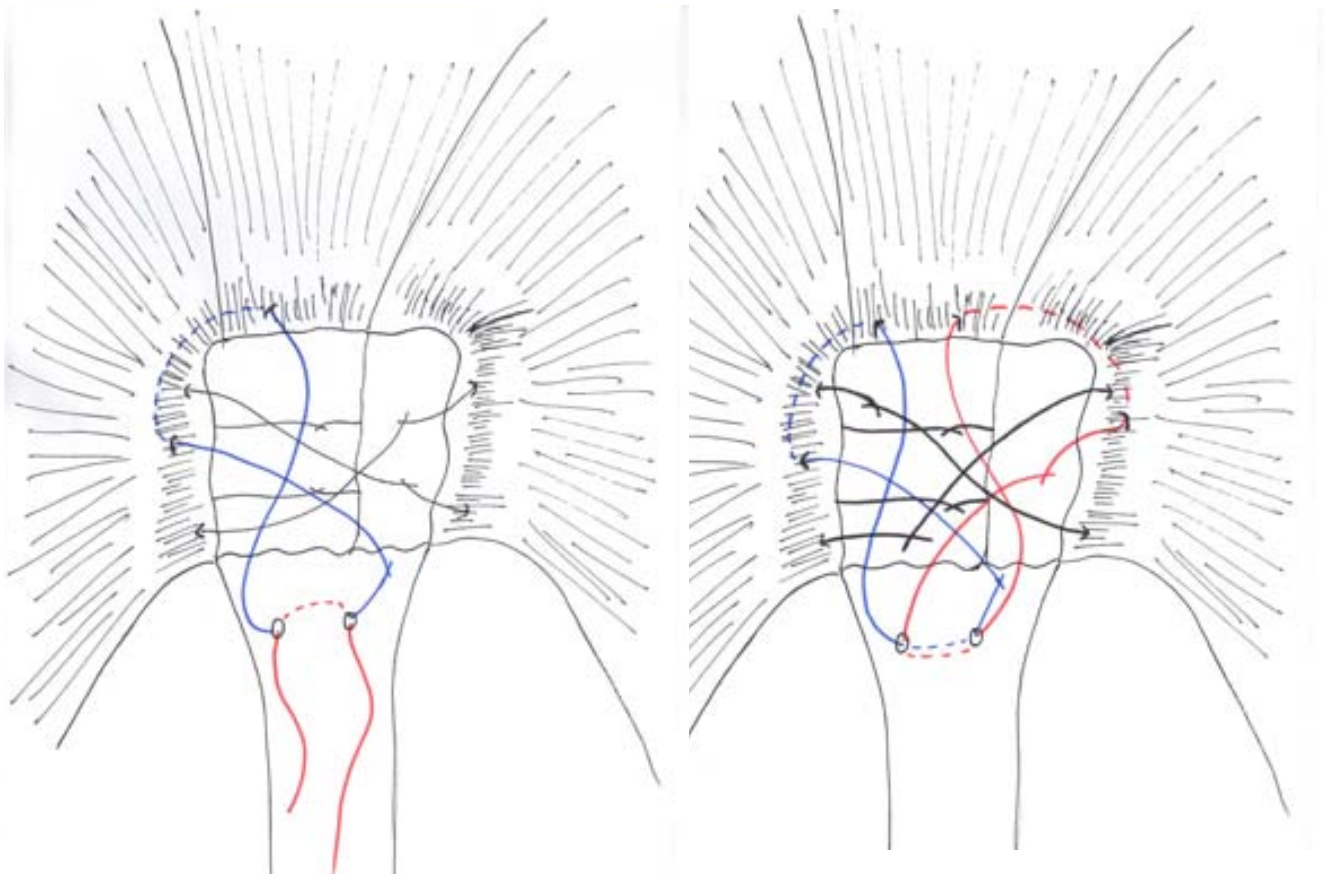
Los dos restantes abrazarán de forma inversa (el más superior que pasa por los rotadores externos atravesará la interfaz hueso-tendón de la tuberosidad menor por su parte más inferior; y el más inferior de la tuberosidad mayor atravesará la tuberosidad menor por su

parte mas superior) ambas tuberosidades al vástago. Con estas cuatro suturas se consigue fijar las tuberosidades en su correcta posición anatómica.



**Figura 44 Sutura en banda de tensión II: 3º paso – pasar 2 hilos de sutura a través del subescapular y anudar dos hilos de sutura en forma de cerclaje horizontal oblicuamente (el que pasa superior en los rotadores externos lo hará inferior en el rotador interno mientras que el más inferior a través de los rotadores externos atravesará el subescapular por la parte superior) pasando medial al vástago de la prótesis y abrazando ambas tuberosidades**

El quinto y sexto hilo de sutura hará una configuración en 8 según la técnica banda de tensión a través de dos agujeros brocados en la diáfisis a 1cm de distancia entre ellos y distales al cuello quirúrgico, siendo el anterior 0,5cm posterior al surco bicipital que suele coincidir con el vértice del foco de fractura. Atravesamos entonces la interfaz hueso-tendón de rotadores externos e internos. Esto permite fijar las tuberosidades –ya suturadas a la prótesis- a la diáfisis, y cerrar el intervalo que confiere fijación y estabilidad.



*Figura 45 Sutura en banda de tensión III: 4º paso – pasar los hilos de las diáfisis en configuración de banda de tensión por rotadores internos y externos, cerrando el intervalo rotador*

#### **4.4 Preparación del húmero sintético (Sawbones®) y sistema de medición**

Gracias a que los húmeros sintéticos eran idénticos, lo que confiere a la pieza una lateralidad izquierda con longitud y diámetros iguales, además del mismo patrón de fractura. Dicho patrón de fractura viene descrito según la clasificación de Neer<sup>16</sup> como una combinación del grupo IV y V que corresponde a una fractura en cuatro partes. La reproducción toma como trazo de fractura el cuello quirúrgico, el cuello anatómico y la línea intertuberositaria justamente lateral al surco bicipital.



***Figura 46 Fractura de húmero proximal. Lateralidad izquierda con fractura en 4 partes proximal de húmero***

Para situar los sensores electromagnéticos que permitan la medición del desplazamiento en el espacio, hay que planear la situación de los mismos en todos los huesos. En cada una de las

tuberosidades, se brocará un agujero de 2mm en el centro de las tuberosidades. Este se calcula gracias a la intersección de las líneas de todos los lados. En este agujero se pinchará -a la misma distancia del hueso- los sensores emisores electromagnéticos. A 2cm distales al trazo de fractura del cuello quirúrgico de la diáfisis en la parte lateral del húmero se broca otro agujero que permitirá colocar otro sensor; también a la misma distancia del hueso que las que se encuentran en las tuberosidades. (Fig. 47)



*Figura 47 Detalle de la señal de profundidad de los pins que sostienen los sensores electromagnéticos para medir el desplazamiento de los fragmentos que componen la fractura proximal de húmero*

Una vez localizados los puntos de anclaje de los pins que sostienen los sensores electromagnéticos, procedemos en cada uno de los huesos sintéticos – cinco en total – las tres configuraciones de sutura. Para poder controlar que los nudos no pierdan tensión por los movimientos ni por la elasticidad del tipo de sutura utilizada (Ethibond Excel®) sustituimos

el anudado de los hilos por unas prensas (Fig. 48) que permitían controlar la tensión a la que se fijaba cada uno de los hilos de sutura y una mayor fiabilidad en el mantenimiento de dicha tensión.



***Figura 48 Detalle de la prensa que permitía una fijación de las suturas para no perder la tensión debido a la fragilidad de la elasticidad observada con el anudado***

Los nudos con los que se fija los hilos de sutura tienen una tensión media. Esta tensión media se calculó observando la tensión a la que anudábamos, al traccionar de una escala digital electrónica (Fig. 49) situada en los extremos de cada uno de los cabos de sutura. La tensión media que se observó en un análisis de los tipos de nudos fue de 4 kilopondios por metro<sup>2</sup> (kp/m<sup>2</sup>)



*Figura 49 Escala digital electrónica*

La sutura “estándar” necesita que se realice un agujero para el paso de los hilos de sutura a través de cada una de las tuberosidades y dos agujeros en la diáfisis. La sutura de Boileau-Walch solamente precisa del brocado de dos agujeros a nivel de la diáfisis, al igual que necesita la sutura en banda de tensión.

Cuando se ha realizado el brocado de todos los agujeros para la colocación de los hilos de sutura, se procede a la implantación de la prótesis. La implantación de la prótesis se realiza con sustancia adhesiva del vástago en los húmeros sintéticos. Para dicha implantación tenemos que tener en cuenta la altura y la versión de la prótesis.

La versión se calcula según la línea intercondílea del húmero distal. La guía para la implantación del vástago nos permite colocar un pin que determina la correcta retroversión. La anatomía del húmero proximal es variable, e investigadores han demostrado que la cabeza humeral esta en retroversión entre 0° y 40°. Por ello nosotros procedimos a la colocación de la



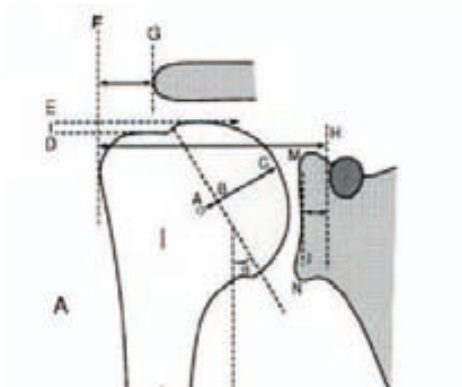
prótesis en 30° de retroversión tomando como referencia la línea que pasa por ambos epicóndilos.



**Figura 50** Colocación de la prótesis con 30° de retroversión según la técnica quirúrgica

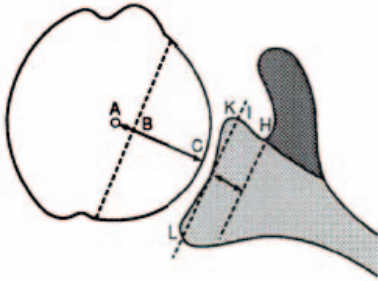
La altura viene determinada por la reducción de la tuberosidad mayor y la parte proximal del vástago. El vástago se introduce en el canal endomedular. Es importante no apoyar la prótesis a nivel de la fractura porque nos quedaría demasiado baja. Una colocación demasiado baja disminuye la longitud del húmero y acorta el deltoides, comprometiendo la ventaja mecánica que éste proporciona. Como hemos dicho antes, se determina la altura de la prótesis en base a la posición de las tuberosidades con respecto a la diáfisis y la cabeza humeral. Cuando la tuberosidad mayor se reduce, la parte proximal de la misma debería situarse bajo la cabeza pero superior por unos pocos milímetros al vástago. Así mismo el implante debe situarse de tal forma que permita a las tuberosidades mayor y menor colocarse debajo de la cabeza a una

distancia  $8 \pm 3.2\text{mm}$  descrito por Iannotti mediante la disección de cadáveres y en resonancia magnética nuclear de pacientes.



**Figura 51 Relaciones anatómicas de la articulación glenohumeral I. Iannotti JP, Gabriel JP, Schneck SL, Evans BG, Misra S. The normal glenohumeral relationships. An anatomical study of one hundred and forty shoulders. J Bone Joint Surg Am. 1992 Apr;74(4):491-500**

Por último, seleccionamos el tamaño de la cabeza en función del componente de silicona que diseñamos para el análisis. Para este análisis tomamos como referencia la cabeza de 44mm tras ser publicado por el grupo de Iannotti que el radio medio de curvatura de la cabeza humeral en el corte axial es de  $22\text{mm} \pm 1.7\text{mm}$  en cadáveres y de  $23\text{mm} \pm 2.5\text{mm}$  para los sujetos estudiados.



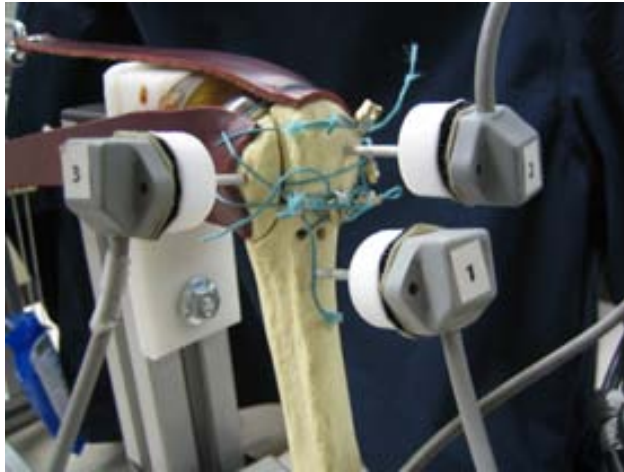
**Figura 52 Relaciones anatómicas de la articulación glenohumeral II. Iannotti JP, Gabriel JP, Schneck SL, Evans BG, Misra S. The normal glenohumeral relationships. An anatomical study of one hundred and forty shoulders. J Bone Joint Surg Am. 1992 Apr;74(4):491-500**

Una vez planificada la altura y la versión se coloca la hemiartroplastia. Se procede a la colocación del implante. Los agujeros necesarios para el paso de las suturas se realizan previo a la colocación de la prótesis. En el caso de la sutura “estándar” realizaremos un agujero en cada tuberosidad y dos en la diáfisis. Para la sutura de Boileau-Walch y “en banda de tensión” solamente necesitamos dos agujeros a nivel de la diáfisis. Así como los orificios unicorticales en la diáfisis y tuberosidades donde anclaremos los emisores del sensor electromagnético de desplazamiento.

Ahora estamos en condiciones de implantar la hemiartroplastia en su correcta altura, versión y fijarla con la sutura previamente planeada. El anclaje de la prótesis se realiza mediante una sustancia adhesiva (2-cyanoacrilato) entre la diáfisis y el vástago de la prótesis. La porosidad del material nos permite una perfecta sujeción que no se alterará durante los ciclos del análisis.

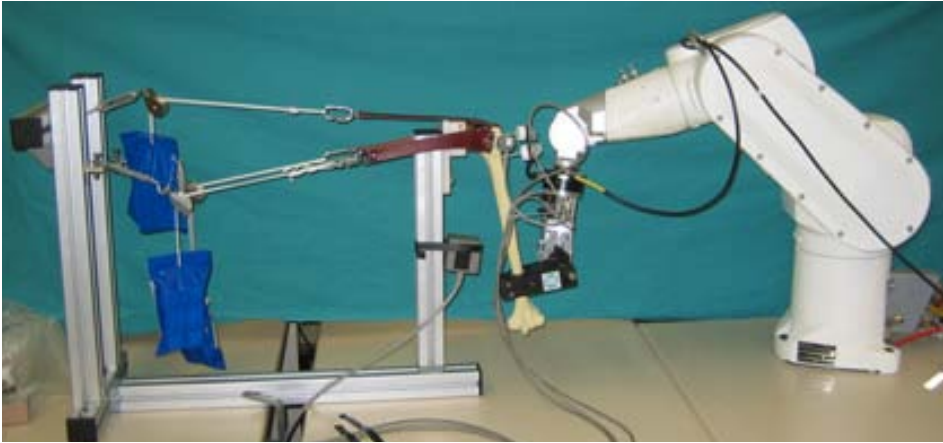
Las suturas se realizan siguiendo la misma sistemática. Se utiliza el material trenzado para favorecer que el tejido blando no se cizalle fácilmente. Primero se sintetizan las tuberosidades

por debajo de la diáfisis, fijándose en cada uno de los huesos sintéticos con una configuración de sutura distinto.



*Figura 53 La hemiartroplastia implantada con reducción de las tuberosidades bajo la cabeza y fijación de las mismas mediante la sutura. Los sensores se colocaban sistemáticamente 1 en diáfisis, 2 en tuberosidad mayor y 3 en tuberosidad menor*

Como muestra la configuración final del robot y el montaje, vemos como el robot por medio de una pinza agarra el hueso sintético de su parte más distal a 2cm de la epífisis distal. El hueso se encara a la pieza que simula -utilizando material de resina- la glenoides. Esta se encuentra fijada a una estructura que facilita la compresión de la cabeza del húmero por medio de la tracción de las tuberosidades. Para ello necesitamos de un sistema de poleas con unos contrapesos de 3kg que hacen tracción del cuero que sustituye a los tendones que componen el manguito rotador. Los sensores que emiten la localización de los tres fragmentos – uno en diáfisis, otro en tuberosidad mayor y otro en tuberosidad menor – se colocan gracias a un pin de sostén a la misma distancia del hueso y en el mismo lugar en todos los fragmentos de todos los especímenes.



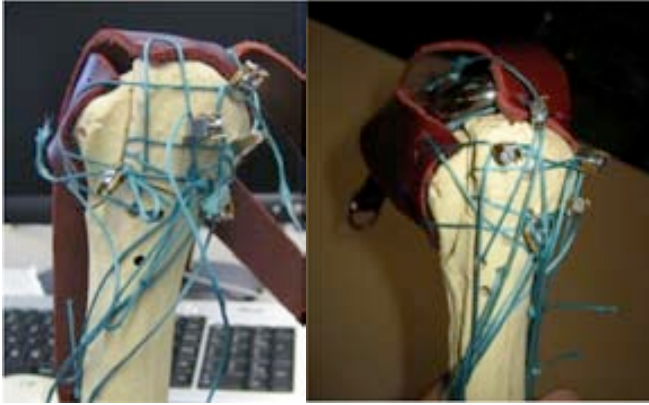
*Figura 54 Construcción definitiva del montaje*

#### 4.5. Descripción de las pruebas

**Realización de las pruebas:** las pruebas preliminares nos sirvieron para determinar que el número de ciclos realizados en una sesión de rehabilitación postoperatoria era un mínimo de 20 ciclos. Cada ciclo corresponde a una fase de reposo, fase de antepulsión, fase de rotación externa, fase de rotación interna, fase de descenso hasta alcanzar la fase de reposo de nuevo. El ciclo tiene una duración de 30 segundos. Esto quiere decir que cada ciclo constituye una sesión de rehabilitación pasiva de 10 minutos.

Se realizaron seis repeticiones de 20 ciclos. Entre cada repetición se comprobaba que la tensión de las suturas se había mantenido y que el análisis del desplazamiento había sido completo.

Se implantaron un total de cinco prótesis en cinco húmeros sintéticos diferentes (Sawbones®). Una prótesis para cada una de las configuraciones de sutura hace 3 simulaciones. En la cuarta y quinta, se realizó una sección de 1 centímetro de la parte anterior del tejido que simulaba el supraespinoso, ya que uno de los inconvenientes más comunes que nos encontramos en la cirugía es la degeneración de dicha porción del supraespinoso. Debido a la inestabilidad observada en las pruebas preliminares con la configuración estándar, decidimos comparar la biomecánica de la sutura de Boileau-Walch y la de “banda de tensión”. Así tras la sección se procedió a la implantación y fijación de las tuberosidades de la misma manera que realizamos con el tejido intacto. Para así simular el cambio biomecánico que se produce con la degeneración de dicho tejido a la hora de realizar el rango de movimiento del hombro.



***Figura 55 Sutura con manguito intacto y parcialmente dañado***

#### **4.6 Registro de las tensiones**

Se sincroniza el inicio del movimiento del robot con el registro que los sensores emiten al receptor. Así podemos registrar la posición concreta de un ciclo de movimiento en el espacio y el tiempo. De esta manera podemos reflejar el momento exacto en el que alcanza los diferentes objetivos que son la antepulsión a 100°, la rotación externa a 40° y la rotación interna a 40°.

El desplazamiento se registrará entre los tres fragmentos que conforman una fractura proximal de húmero una vez implantada la hemiartroplastia. Es decir se medirá el desplazamiento entre la diáfisis y la tuberosidad mayor, entre la diáfisis y la tuberosidad menor y el desplazamiento entre las tuberosidades. Esta medición se realizará de forma continua en dos situaciones: la primera cuando el tendón del manguito rotador esté intacto y la segunda cuando el tendón del manguito rotador este dañado.

Por otro lado se realizará un calculo del área de desplazamiento para obtener lo que hemos llamado el valor de estabilidad de la sutura. Éste trata de valorar el área de desplazamiento de los fragmentos y tras un cálculo matemático obtenemos una fórmula que denominamos el Valor de Estabilidad. (Fig. 56) Este valor determinará una mayor estabilidad cuanto más cerca de 10 se encuentre, siendo 10 la estabilidad absoluta.



**Stability value**

$$= 10 - [ (10/S) * ((d1*W_{max}+d2* W_{av}+d3* W_{st}) / (W_{max}+W_{av}+ W_{st})) ]$$

$W_{s-g}$  = Ponderación del factor de desplazamiento entre la diafisi y la tuberosidad grande.

$W_{s-p}$  = Ponderación del factor de desplazamiento entre la diafisi y la tuberosidad pequeña.

$W_{g-p}$  = Ponderación del factor de desplazamiento entre la tuberosidad grande y la pequeña.

$W_{max}$  = Ponderación del factor del desplazamiento máximo obtenido del promedio entre tests para el cálculo del valor de la estabilidad.

$W_{av}$  = Ponderación del factor de desplazamiento medio obtenido de la media entre tests para el cálculo del valor de la estabilidad.

$W_{st}$  = Ponderación del factor de dispersión obtenida de la media entre tests para el cálculo del valor de la estabilidad.

S= Factor que permite modificar la escala del resultado de "STABILITY VALUE". El valor de estabilidad oscila en el rango [0,10].

d1= Desplazamiento máximo normalizado y ponderado con  $W_{s-g}$ ,  $W_{s-p}$ ,  $W_{g-p}$

d2= Desplazamiento medio normalizado y ponderado con  $W_{s-g}$ ,  $W_{s-p}$ ,  $W_{g-p}$

d3= Dispersión del desplazamiento normalizado y ponderado con  $W_{s-g}$ ,  $W_{s-p}$ ,  $W_{g-p}$

*Figura 56 Stability value – Valor de Estabilidad*

El software del sistema polhemus almacena los datos de la prueba en un documento Excel. A partir de este documento se extraen las gráficas sobre las que trabajaremos para obtener los resultados definitivos.

En la tabla que se muestra a continuación se encuentra la variación de la distancia respecto a la distancia promedio de las tres tuberosidades:

- S-G:= Diafisi - tuberosidad grande.
- S-L := Diafisi- tuberosidad pequeña.
- G-L:= Tuberosidad grande-tuberosidad pequeña.

Esta variación se ha observado durante 25 minutos (1500 segundos) y se ha repetido tres veces (test 1, test2, test3).

| TIME(Sec.) | TEST 1 |      |      | TEST 2 |      |      | TEST 3 |      |      |
|------------|--------|------|------|--------|------|------|--------|------|------|
|            | S-G    | S-L  | G-L  | S-G    | S-L  | G-L  | S-G    | S-L  | G-L  |
| 0          | -0,05  | 2,54 | 0,49 | -0,17  | 2,08 | 0,48 | -0,08  | 2,04 | 0,45 |
| 0,05       | -0,05  | 2,55 | 0,48 | -0,17  | 2,08 | 0,47 | -0,05  | 2,05 | 0,44 |
| 0,1        | -0,05  | 2,54 | 0,47 | -0,17  | 2,08 | 0,46 | -0,07  | 2,05 | 0,43 |
| 0,15       | -0,03  | 2,52 | 0,43 | -0,16  | 2,07 | 0,44 | -0,06  | 2,03 | 0,40 |
| 0,2        | -0,03  | 2,52 | 0,43 | -0,15  | 2,05 | 0,41 | -0,05  | 2,02 | 0,38 |
| 0,25       | -0,03  | 2,51 | 0,41 | -0,14  | 2,04 | 0,40 | -0,03  | 1,99 | 0,35 |
| 0,3        | -0,01  | 2,48 | 0,38 | -0,13  | 2,04 | 0,38 | -0,03  | 1,98 | 0,33 |
| 0,35       | -0,01  | 2,46 | 0,36 | -0,12  | 2,00 | 0,35 | -0,01  | 1,94 | 0,30 |
| 0,4        | 0,00   | 2,44 | 0,35 | -0,11  | 1,99 | 0,33 | -0,01  | 1,94 | 0,29 |
| 0,45       | 0,01   | 2,39 | 0,31 | -0,10  | 1,96 | 0,30 | 0,01   | 1,88 | 0,25 |
| 0,5        | 0,03   | 2,35 | 0,28 | -0,07  | 1,92 | 0,26 | 0,03   | 1,86 | 0,22 |
| 0,55       | 0,04   | 2,32 | 0,26 | -0,06  | 1,88 | 0,24 | 0,04   | 1,82 | 0,20 |
| 0,6        | 0,06   | 2,23 | 0,23 | -0,05  | 1,85 | 0,21 | 0,06   | 1,76 | 0,16 |
| 0,65       | 0,08   | 2,21 | 0,19 | -0,03  | 1,79 | 0,17 | 0,08   | 1,73 | 0,14 |
| 0,7        | 0,09   | 2,18 | 0,17 | -0,02  | 1,76 | 0,15 | 0,08   | 1,69 | 0,13 |
| 0,75       | 0,11   | 2,11 | 0,15 | 0,00   | 1,74 | 0,14 | 0,10   | 1,63 | 0,09 |
| 0,8        | 0,12   | 2,08 | 0,13 | 0,02   | 1,67 | 0,11 | 0,11   | 1,60 | 0,08 |
| 0,85       | 0,13   | 2,04 | 0,12 | 0,03   | 1,64 | 0,09 | 0,12   | 1,57 | 0,07 |
| 0,9        | 0,15   | 1,95 | 0,09 | 0,04   | 1,61 | 0,08 | 0,14   | 1,51 | 0,05 |
| 0,95       | 0,15   | 1,95 | 0,09 | 0,06   | 1,56 | 0,06 | 0,15   | 1,49 | 0,04 |
| 1          | 0,15   | 1,92 | 0,08 | 0,06   | 1,54 | 0,05 | 0,15   | 1,46 | 0,03 |

**Tabla 1. Movilización en mm (eje Y) de los diferentes fragmentos en 3 ciclos según el tiempo (eje X) en un periodo de 1 segundo**

En el eje de abscisas (x) se representa el tiempo en segundos (sec) y en el eje de ordenadas (y) se representa el desplazamiento en milímetros (mm). Se obtienen en cada ciclo tres curvas por cada una de las simulaciones entre dos sensores. Así en la figura 57, observamos como en el primer cuarto corresponde al momento de antepulsión, el segundo a la rotación interna, el tercero a la rotación externa y el último a la fase de recuperación del reposo. Sirva como ejemplo la siguiente gráfica.

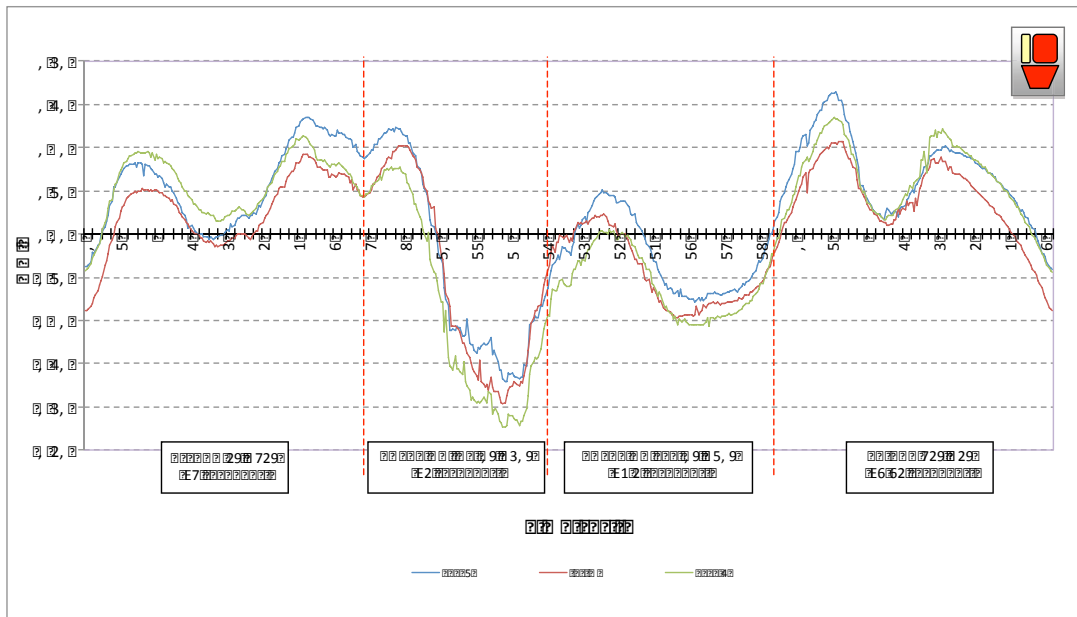


Figura 57 Detalle gráfico del desplazamiento de los fragmentos (en concreto de la tuberosidad mayor-diáfisis) según el movimiento del brazo robótico

#### **4.7 Análisis estadístico**

Se realizó un análisis descriptivo de los datos. Las variables cuantitativas se resumieron con media y desviación estándar.

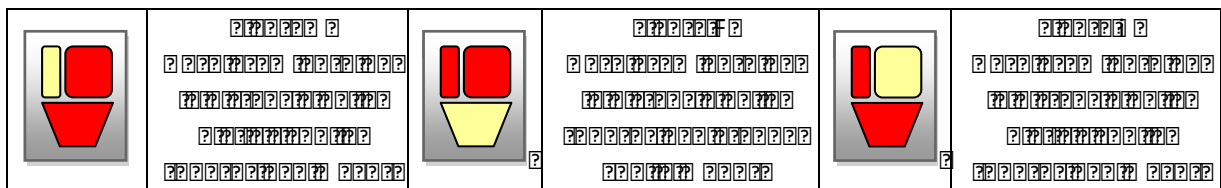
La comparativa en el desplazamiento según los diferentes momentos del tiempo de las diferentes configuraciones de sutura se realizó con el test T de Student para datos independientes en el caso de comparar las dos configuraciones sin lesión del supraespinoso y un test ANOVA de un factor para las configuraciones con lesión del supraespinoso. Para comparar los diferentes grados de desplazamiento entre los fragmentos se utilizó el test T de Student para datos relacionados.

El nivel de significación utilizado en todos los contrastes fue de 0.01 Los datos se analizaron con el software estadístico SPSS versión 18 (IBM Corp.).

**5. RESULTADOS**

## 5.1 Descripción de los resultados

Para poder entender y posteriormente analizar los resultados procederemos a la descripción del desplazamiento según la fase del ciclo y la configuración de sutura empleada. Para ello lo dividiremos en la siguientes figuras:



La interpretación de los resultados en el estudio biomecánico se mide en tres categorías. La primera compara el desplazamiento entre los fragmentos con el tendón del manguito rotador íntegro. El segundo analiza el desplazamiento entre los fragmentos con el tendón “degenerado”. Es decir con una sección de la parte anterior del supraespinoso. El tercero calcula el área de desplazamiento entre los fragmentos según el “valor de estabilidad”.

### **5.2 Simulación de manguito rotador integro**

Los resultados obtenidos al comparar las tres configuraciones de sutura entre sí muestran unas diferencias estadísticamente significativas tanto en el desplazamiento máximo como en el medio entre cada uno de los fragmentos ( $p < 0,01$ ).

| Variable | Método (I)              | Método (J)       | Dif medias I-J | Error típico | Sig. | Intervalo de confianza |                 |
|----------|-------------------------|------------------|----------------|--------------|------|------------------------|-----------------|
|          |                         |                  |                |              |      | Límite inferior        | Límite superior |
| SG       | <b>Banda de tension</b> | Boileau          | -0,16182       | 0,00135      | ,000 | -0,165                 | -0,1587         |
|          |                         | Standard         | -0,94536       | 0,00135      | ,000 | -0,9485                | -0,9422         |
|          | <b>boileau</b>          | Banda de tension | 0,16182        | 0,00135      | ,000 | -0,1587                | 0,165           |
|          |                         | Standard         | -0,78356       | 0,00135      | ,000 | -0,7867                | -0,7804         |
|          | <b>Standard</b>         | Banda de tension | 0,94538        | 0,00135      | ,000 | -0,9422                | 0,9485          |
|          |                         | Boileau          | 0,78356        | 0,00135      | ,000 | -0,7804                | 0,7867          |
| SL       | <b>Banda de tension</b> | Boileau          | -1,18463       | 0,00486      | ,000 | -1,196                 | -1,1732         |
|          |                         | Standard         | -1,4255        | 0,00486      | ,000 | -1,4369                | -1,4141         |
|          | <b>boileau</b>          | Banda de tension | 1,18463        | 0,00486      | ,000 | 1,1732                 | 1,196           |
|          |                         | Standard         | -0,24087       | 0,00486      | ,000 | -0,2523                | -0,2295         |
|          | <b>Standard</b>         | Banda de tension | 1,4255         | 0,00486      | ,000 | 1,4141                 | 1,4369          |
|          |                         | Boileau          | 0,24087        | 0,00486      | ,000 | 0,2295                 | 0,2523          |
| GL       | <b>Banda de tension</b> | Boileau          | -0,18039       | 0,00104      | ,000 | -0,1828                | -0,1779         |
|          |                         | Standard         | -0,13265       | 0,00104      | ,000 | -0,1351                | -0,1302         |
|          | <b>boileau</b>          | Banda de tension | -0,18039       | 0,00104      | ,000 | 0,1779                 | 0,1828          |
|          |                         | Standard         | 0,4774         | 0,00104      | ,000 | 0,0453                 | 0,0502          |
|          | <b>Standard</b>         | Banda de tension | 0,13265        | 0,00104      | ,000 | 0,1302                 | 0,1251          |
|          |                         | Boileau          | -0,04774       | 0,00104      | ,000 | -0,0502                | -0,0453         |

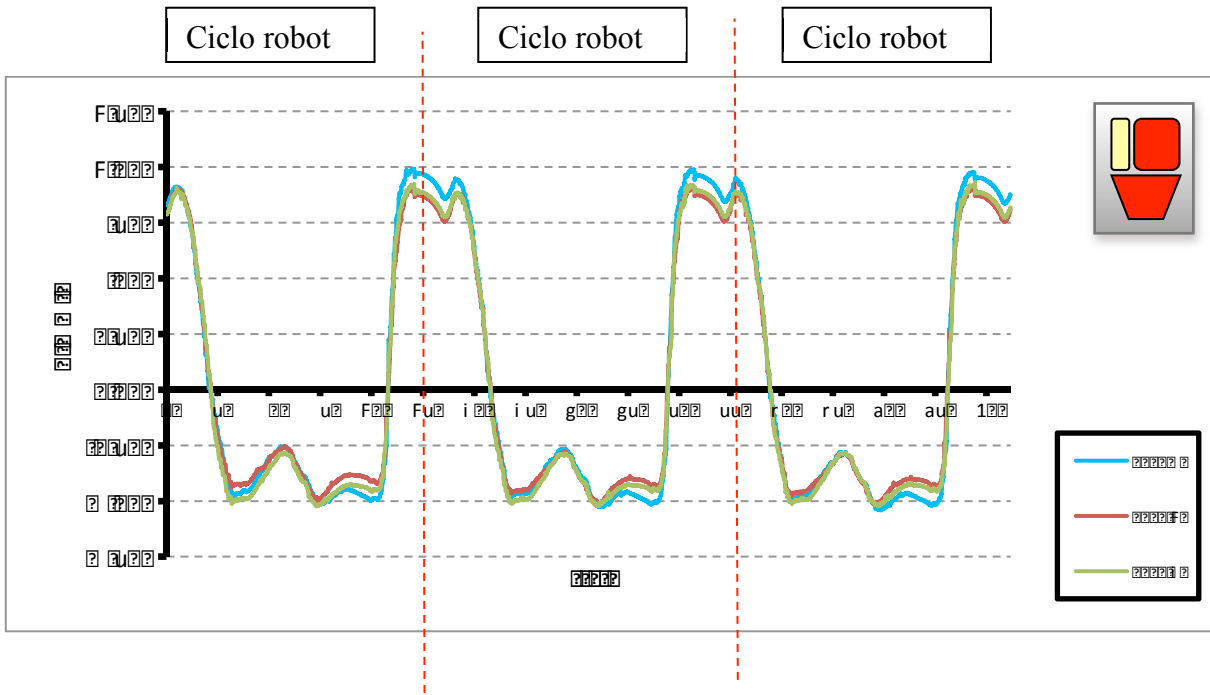
**Tabla 2. Significación estadística comparando las diferentes configuraciones de sutura**

En las siguientes figuras observamos el desplazamiento de los diferentes fragmentos en función de la sutura realizada para cada uno de los experimentos. Si prestamos atención a las diferentes gráficas, observaremos la homogeneidad de cada una de las pruebas que se evaluaron en cualquiera de las configuraciones de sutura realizadas. La homogeneidad se hacía patente en los desplazamientos entre los fragmentos

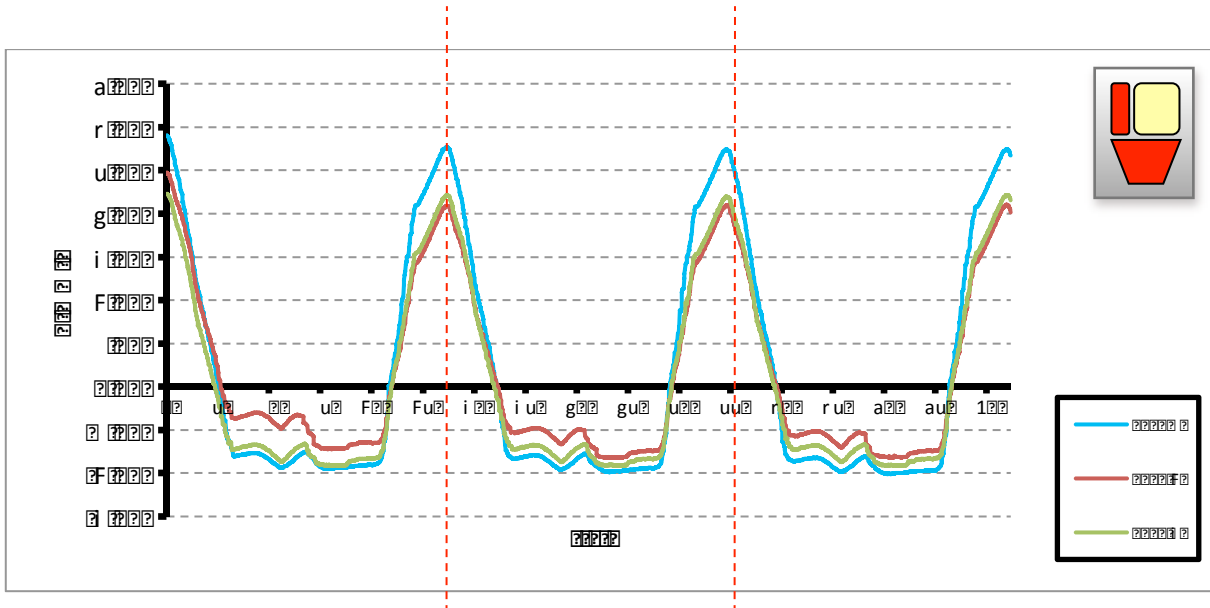
?

?

¿ ¿?¿? ¿? ¿?¿?¿? ¿? ¿?¿?¿?

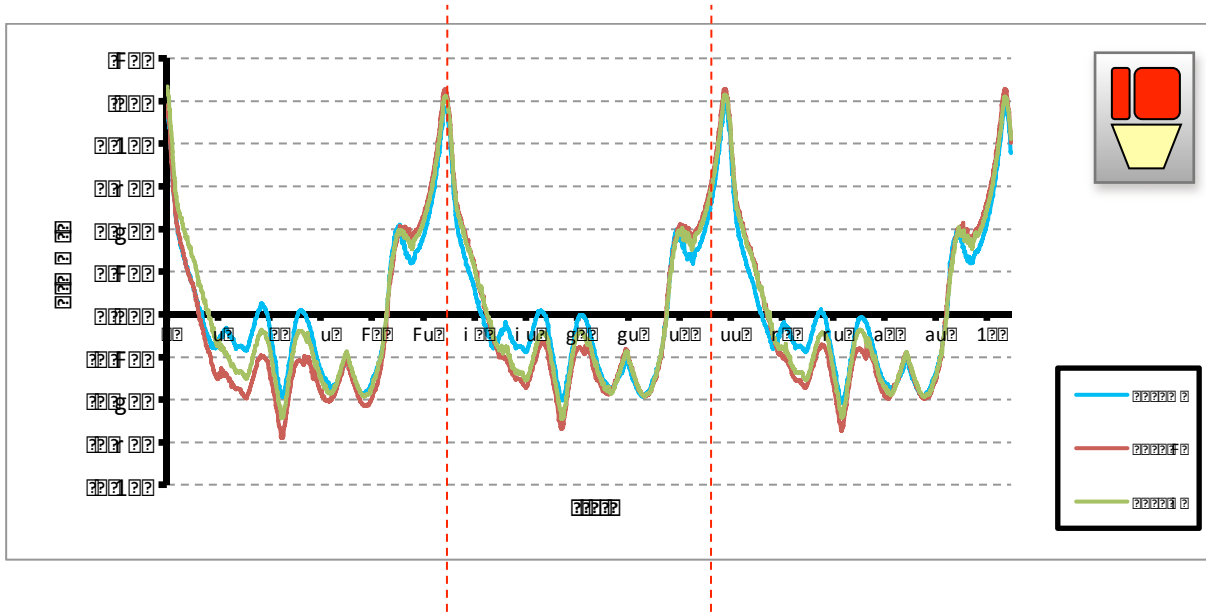


El desplazamiento del Método Estándar medio entre la tuberosidad mayor (G) y la diáfisis fue de de 1,07mm siendo el mayor desplazamiento de 1,91mm. El desplazamiento máximo fue de 1,16mm





El desplazamiento medio del método estándar fue de 2,07, mientras que el máximo alcanzó la distancia de 5,08.



El desplazamiento medio de la tuberosidad pequeña y la diáfisis fue de 0,29mm, pero el máximo separó ambos fragmentos hasta los 1,04 mm.

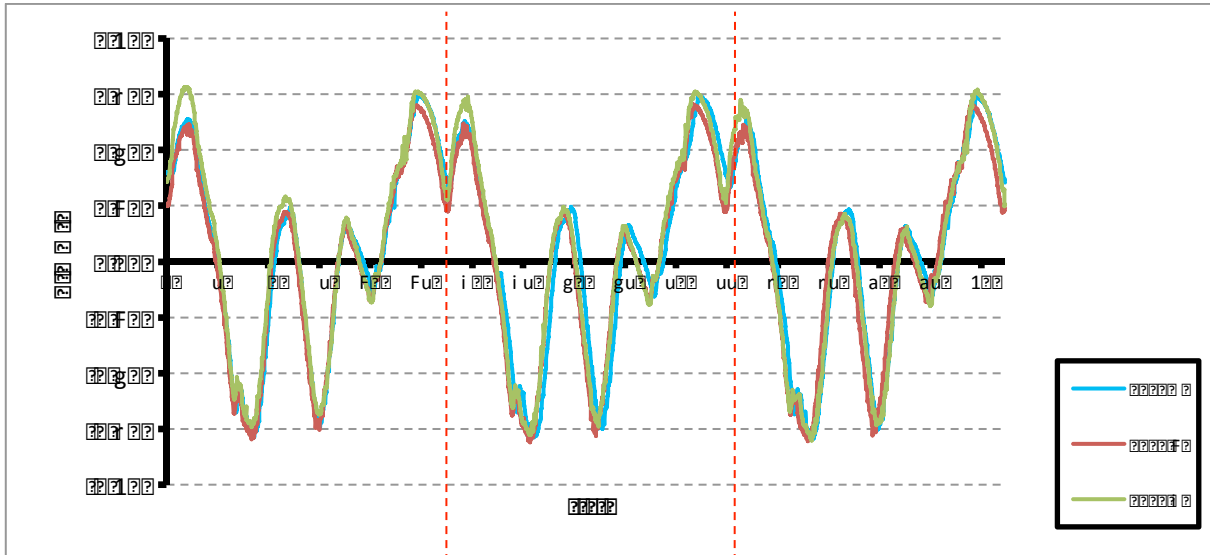
?

?

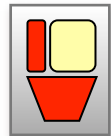
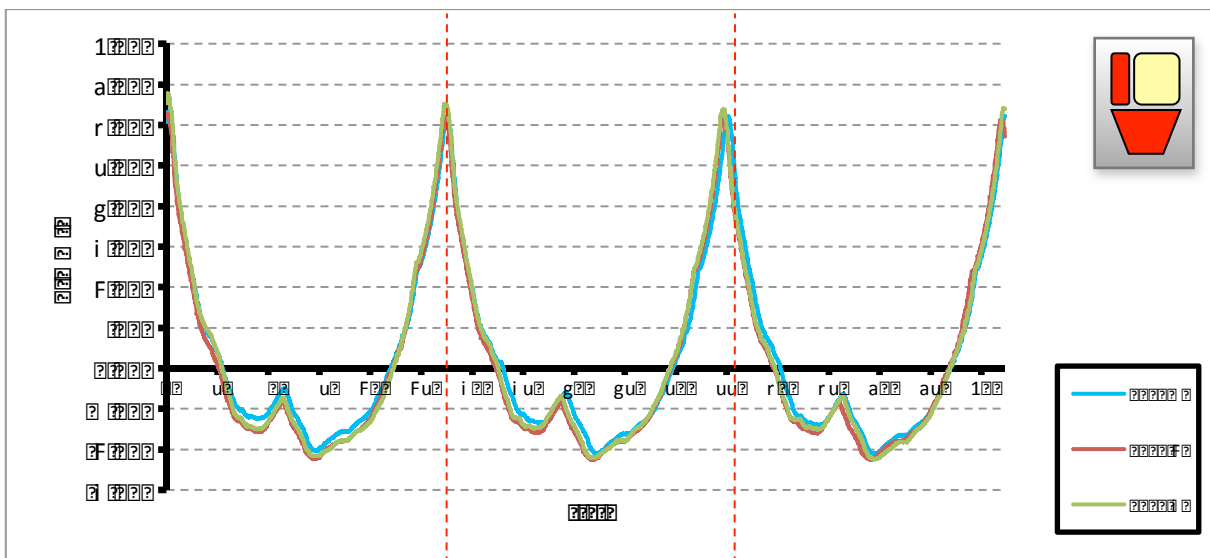
?

?

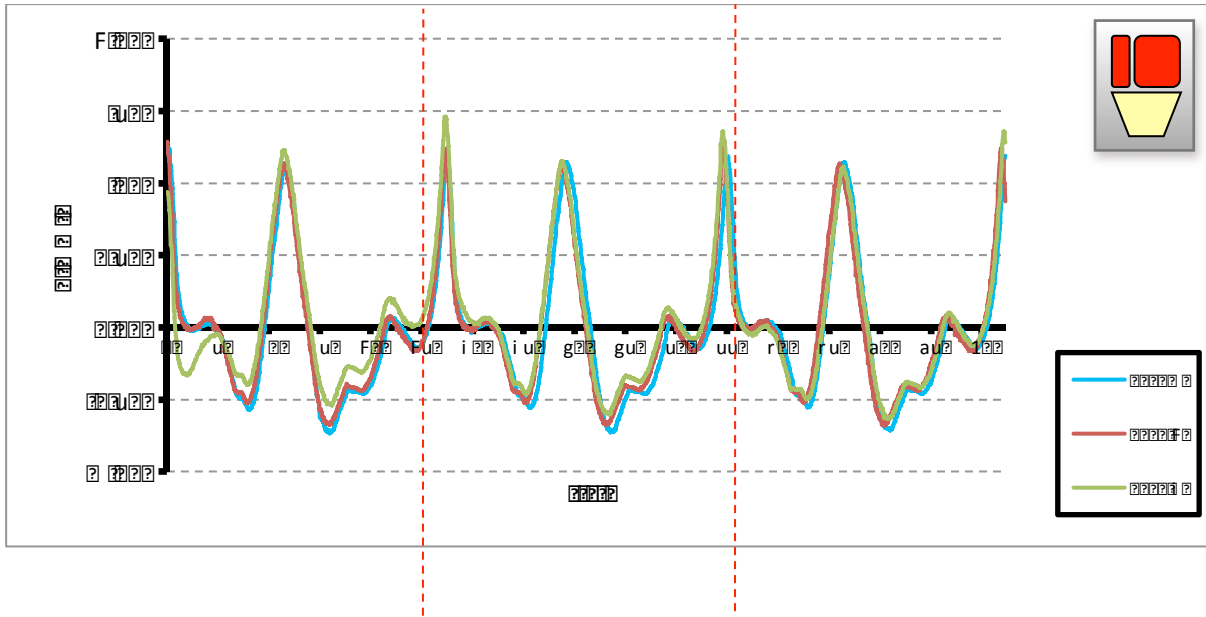
¿ ¿? ¿? ¿? ¿? ¿? ¿? ¿? ¿? ¿? ¿?



El método de Boileau alcanzó un desplazamiento medio entre la tuberosidad mayor y la diáfisis de 0,29mm, siendo el desplazamiento máximo de 0,67mm



La distancia media entre la tuberosidad pequeña y la diáfisis fue de media 1,82mm con un pico máximo de 6,46mm.



La distancia media entre las dos tuberosidades en la configuración de Boileau fue de 0,34mm con un máximo de 1,35mm

?

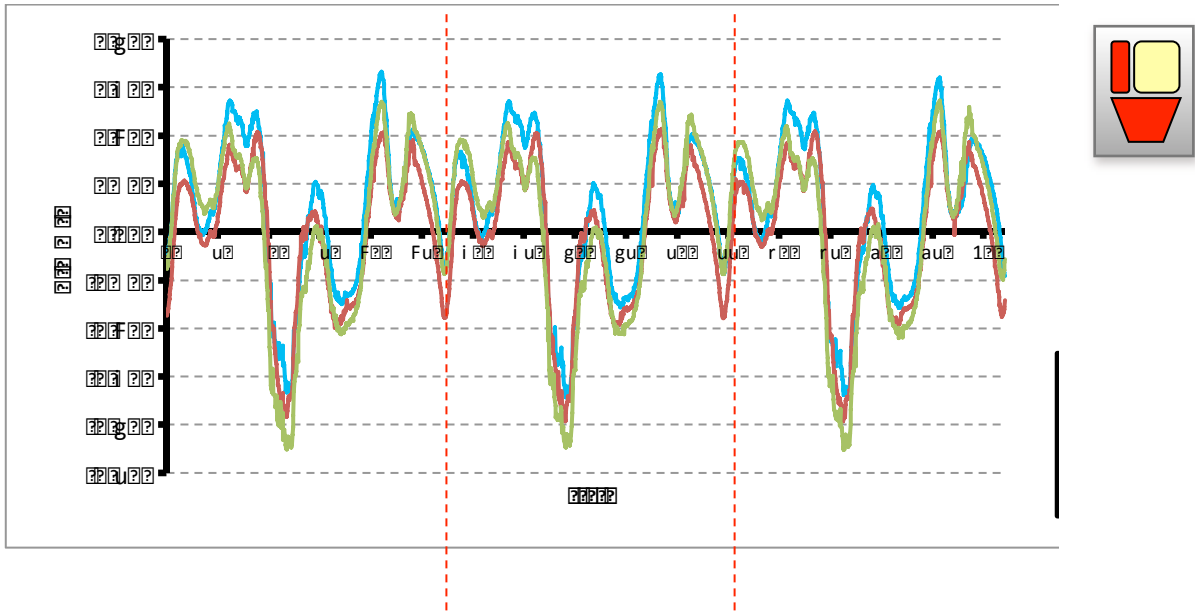
?

?

?

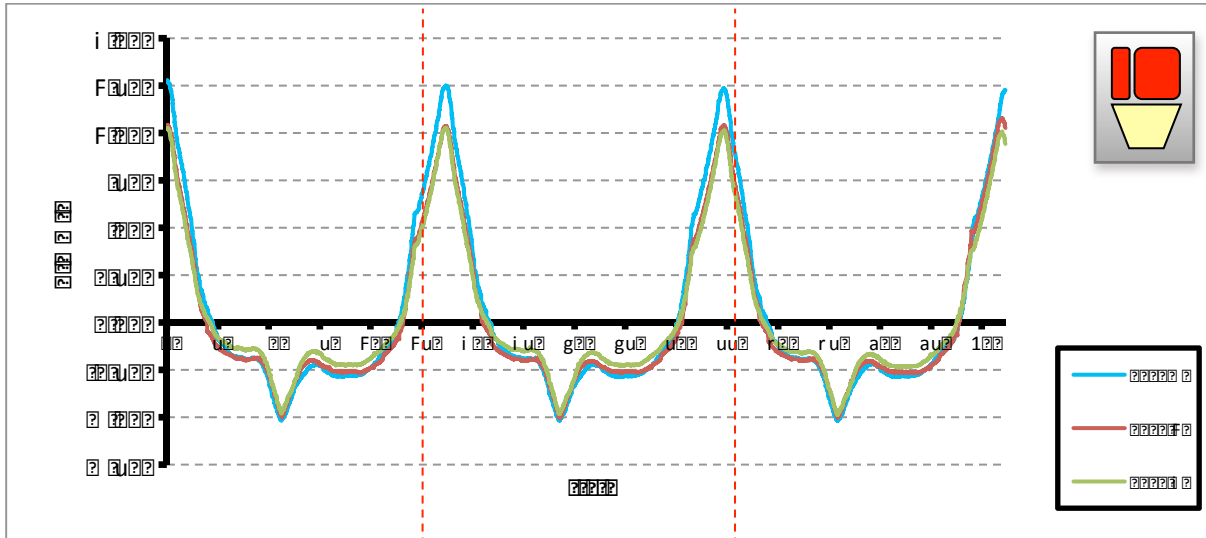
?

¿ ¿?¿? ¿? ¿? ¿?¿?¿? ¿? ¿? ¿? ¿?¿?¿? ¿?¿? ¿?

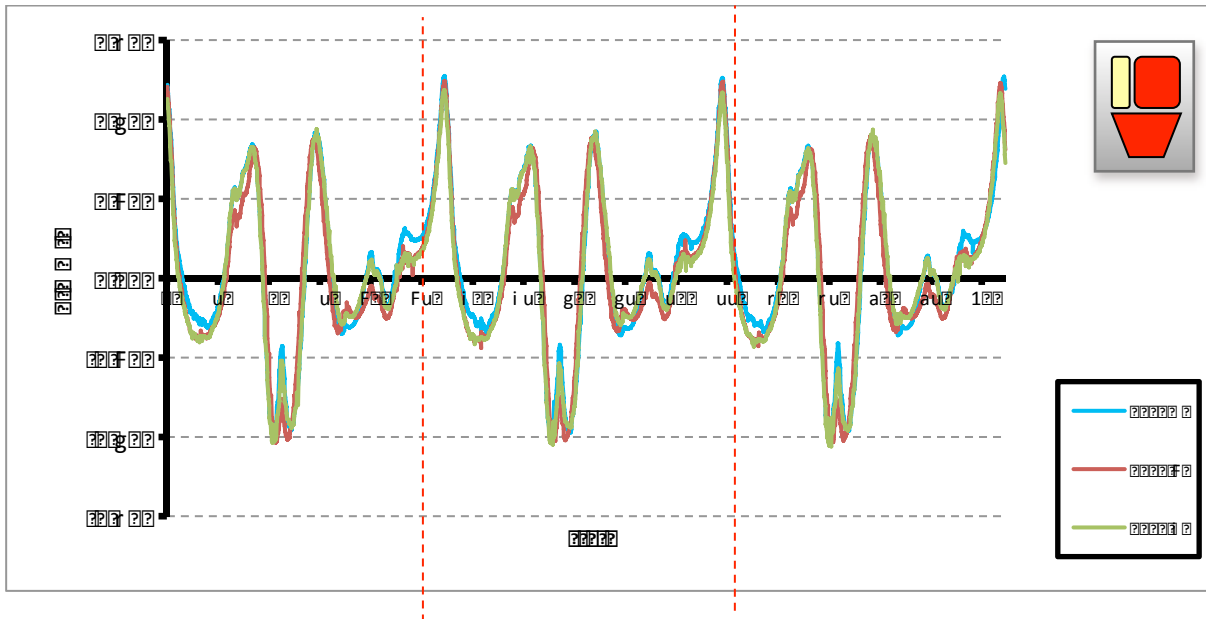


La distancia media entre la tuberosidad menor y la diáfisis de la técnica en banda de tensión es de 0,64mm con un desplazamiento máximo de 2,26mm.

*Análisis del comportamiento de tres configuraciones distintas de sutura de las tuberosidades en las fracturas del húmero proximal tratadas mediante hemiartroplastias*



La tuberosidad mayor y la menor se llegó a distanciar una media de 0,16mm siendo el máximo de 0,50mm en la configuración de banda de tensión



La configuración de banda de tensión sufrió un desplazamiento medio entre la tuberosidad mayor y la diáfisis de 0,13mm con un máximo de 0,43mm.

| STANDARD METHOD      |        |      |      |        |      |      |        |      |      |         |      |      |
|----------------------|--------|------|------|--------|------|------|--------|------|------|---------|------|------|
|                      | TEST 1 |      |      | TEST 2 |      |      | TEST 3 |      |      | AVERAGE |      |      |
| 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 |
| 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 |
| STANDARD DEVIATION   | 1,23   | 2,77 | 0,32 | 1,12   | 2,07 | 0,38 | 1,14   | 2,16 | 0,36 | 1,16    | 2,34 | 0,35 |

| BOILEAU METHOD       |        |      |      |        |      |      |        |      |      |         |      |      |
|----------------------|--------|------|------|--------|------|------|--------|------|------|---------|------|------|
|                      | TEST 1 |      |      | TEST 2 |      |      | TEST 3 |      |      | AVERAGE |      |      |
| 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 |
| 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 |
| STANDARD DEVIATION   | 0,34   | 2,20 | 0,46 | 0,34   | 2,21 | 0,46 | 0,36   | 2,29 | 0,45 | 0,35    | 2,24 | 0,46 |

| TENSION BAND METHOD  |        |      |      |        |      |      |        |      |      |         |      |      |
|----------------------|--------|------|------|--------|------|------|--------|------|------|---------|------|------|
|                      | TEST 1 |      |      | TEST 2 |      |      | TEST 3 |      |      | AVERAGE |      |      |
| 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 |
| 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 |
| STANDARD DEVIATION   | 0,16   | 0,87 | 0,20 | 0,14   | 0,81 | 0,20 | 0,17   | 0,73 | 0,20 | 0,16    | 0,80 | 0,20 |

**Tabla 3. Detalle del desplazamiento máximo, medio y desviación estándar de las tres configuraciones de sutura entre los diferentes fragmentos**

Podemos extraer dos resultados evidentes de las superior, el primero es que el desplazamiento medio es significativamente menor en la configuración en banda de tensión ya que el desplazamiento medio de la configuración en banda de tensión entre la diáfisis (S) y la tuberosidad grande (G) es de 0,13mm mientras que en la configuración de Boileau es de 0,29 y en Estándar es de 1,07mm. Entre la S y la tuberosidad menor (L) sigue mostrándose más fiable la configuración en banda de tensión sobre las otras pues el desplazamiento es de 0,64mm por 1,82mm en la de Boileau y 2,07mm en la Estándar. Por último observamos una sutura más estable en la configuración en banda de tensión también entre las tuberosidades pues el

desplazamiento medio para la banda de tensión fue de 0,16mm por 0,34mm de Boileau y 0,29 de la Estándar. ( $p < 0,01$ )

En segundo lugar que la sutura que más sufre la tensión y que tiene peor fijación durante la rehabilitación inmediata como simula el robot es la que une la tuberosidad menor (L) a la diáfisis (S). ( $p < 0,01$ )

### 5.3 Simulación de manguito parcialmente dañado

Cuando analizamos el desplazamiento observado en la situación de rotura parcial del supraespinoso se evidencia una superioridad significativa en la estabilización de las tuberosidades tanto si analizamos el desplazamiento medio como el máximo de la sutura según la configuración en banda de tensión ( $p < 0,01$ ). El desplazamiento medio entre los fragmentos S y G para la técnica en banda de tensión es de 0,11mm mientras que en la técnica según Boileau es de 0,18mm. Si tomamos los fragmentos S y L la diferencia es aun mayor de 0,49mm de la banda de tensión a 1,08mm en la configuración de Boileau. Ocurre lo mismo en desplazamiento entre las tuberosidades siendo de 0,17mm en la configuración en banda de tensión por 0,48mm en la configuración de Boileau.

| BOILEAU METHOD (CUTTED) |        |       |      |        |       |      |        |       |      |         |       |      |
|-------------------------|--------|-------|------|--------|-------|------|--------|-------|------|---------|-------|------|
|                         | TEST 1 |       |      | TEST 2 |       |      | TEST 3 |       |      | AVERAGE |       |      |
| 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 |
| 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 |
| STANDARD DEVIATION      | 0,24   | 1,34  | 0,45 | 0,22   | 1,44  | 0,49 | 0,22   | 1,45  | 0,50 | 0,23    | 1,41  | 0,48 |

| TENSION BAND METHOD (CUTTED) |        |       |      |        |       |      |        |       |      |         |       |      |
|------------------------------|--------|-------|------|--------|-------|------|--------|-------|------|---------|-------|------|
|                              | TEST 1 |       |      | TEST 2 |       |      | TEST 3 |       |      | AVERAGE |       |      |
| 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 |
| 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 |
| STANDARD DEVIATION           | 0,15   | 0,62  | 0,18 | 0,14   | 0,61  | 0,17 | 0,12   | 0,59  | 0,16 | 0,14    | 0,61  | 0,17 |

**Tabla 4. Detalle del desplazamiento máximo, medio y desviación estándar de las dos configuraciones de sutura entre los diferentes fragmentos una vez se ha seccionado la parte más anterior de inserción del supraespinoso**



### **5.4 Análisis según fases de movimiento**

De forma global el desplazamiento que sufren los fragmentos en la técnica según la banda de tensión es menor. Por ello analizaremos en profundidad el desplazamiento según las fases de movimiento. Las fases de movimiento recordamos que son una primera fase desde el reposo a la elevación anterior, una segunda fase va desde la posición neutra hacia el máximo de rotación externa y vuelta al neutro en abducción, la tercera que realiza la rotación interna volviendo a la posición neutra mientras seguimos en abducción y por último el movimiento de descenso a la fase de inicio o reposo.

En la fase de inicio o antepulsión como observamos en la tabla, el menor desplazamiento se produjo de forma significativa tanto en la media como en el máximo en la sutura según técnica en banda de tensión. ( $p < 0.01$ )

| <b>ELEVACION ANTERIOR</b>   |                |             |            |                             |                |             |            |                             |                |             |            |
|-----------------------------|----------------|-------------|------------|-----------------------------|----------------|-------------|------------|-----------------------------|----------------|-------------|------------|
| <b>STANDARD METHOD</b>      |                |             |            | <b>BOILEAU METHOD</b>       |                |             |            | <b>TENSION BAND METHOD</b>  |                |             |            |
|                             | <b>AVERAGE</b> |             |            |                             | <b>AVERAGE</b> |             |            |                             | <b>AVERAGE</b> |             |            |
| <b>MEASURES</b>             | <b>S - G</b>   | <b>S- L</b> | <b>G-L</b> | <b>MEASURES</b>             | <b>S - G</b>   | <b>S- L</b> | <b>G-L</b> | <b>MEASURES</b>             | <b>S - G</b>   | <b>S- L</b> | <b>G-L</b> |
| <b>MAXIMUM DISPLACEMENT</b> | 1,11           | 2,39        | 0,33       | <b>MAXIMUM DISPLACEMENT</b> | 0,34           | 1,94        | 0,41       | <b>MAXIMUM DISPLACEMENT</b> | 0,17           | 0,72        | 0,19       |
| <b>DISPLACEMENT AVERAGE</b> | 1,05           | 2,00        | 0,25       | <b>DISPLACEMENT AVERAGE</b> | 0,29           | 1,79        | 0,35       | <b>DISPLACEMENT AVERAGE</b> | 0,13           | 0,64        | 0,16       |
| <b>STANDARD DESVIATION</b>  | 0,44           | 1,10        | 0,19       | <b>STANDARD DESVIATION</b>  | 0,19           | 1,30        | 0,29       | <b>STANDARD DESVIATION</b>  | 0,85           | 0,49        | 0,12       |

**Tabla 5. Detalle del desplazamiento máximo, medio y desviación standard de las tres configuraciones de sutura entre los diferentes fragmentos cuando se está realizando la elevación anterior**

En la fase de rotación externa vuelve a ser de forma significativa la sutura en banda de tensión la configuración que menor desplazamiento muestra siendo su valor máximo de 0,16 por 0,33mm y 1,13mm de la de Boileau y la Estándar respectivamente entre la diáfisis y la tuberosidad mayor; 0,7mm entre la diáfisis y la tuberosidad menor para la técnica en banda de tensión y 1,99 para la de Boileau y 2,46 para la Estándar. Por último se

observó menor desplazamiento entre las tuberosidades en la técnica de banda de tensión con un valor de 0,19 por 0,40 en la de Boileau y 0,33 en la Estándar. ( $p < 0.01$ )

| ROTACION EXTERNA     |         |      |      |                      |         |      |      |                      |         |      |      |
|----------------------|---------|------|------|----------------------|---------|------|------|----------------------|---------|------|------|
| STANDARD METHOD      |         |      |      | BOILEAU METHOD       |         |      |      | TENSION BAND METHOD  |         |      |      |
|                      | AVERAGE |      |      |                      | AVERAGE |      |      |                      | AVERAGE |      |      |
| MEASURES             | S - G   | S- L | G-L  | MEASURES             | S - G   | S- L | G-L  | MEASURES             | S - G   | S- L | G-L  |
| MAXIMUM DISPLACEMENT | 1,13    | 2,46 | 0,33 | MAXIMUM DISPLACEMENT | 0,34    | 1,99 | 0,40 | MAXIMUM DISPLACEMENT | 0,16    | 0,70 | 0,19 |
| DISPLACEMENT AVERAGE | 1,07    | 2,05 | 0,30 | DISPLACEMENT AVERAGE | 0,29    | 1,81 | 0,33 | DISPLACEMENT AVERAGE | 0,13    | 0,64 | 0,16 |
| STANDARD DESVIATION  | 0,44    | 1,08 | 0,19 | STANDARD DESVIATION  | 0,19    | 1,28 | 0,29 | STANDARD DESVIATION  | 0,85    | 0,48 | 0,12 |

*Tabla 6. Detalle del desplazamiento máximo, medio y desviación standard de las tres configuraciones de sutura entre los diferentes fragmentos cuando se está realizando la rotación externa*

Durante la rotación interna se halló una diferencia estadísticamente significativa en cuanto al menor desplazamiento a favor de la técnica en banda de tensión ( $p < 0,001$ ) La diferencia en el desplazamiento medio de las tres simulaciones para las tres técnicas fue de 0,95mm para los fragmentos S-G, de 1,53mm para los fragmentos S-L y de 0,17mm para los fragmentos G-L. ( $p < 0.01$ )

| ROTACION INTERNA     |         |      |      |                      |         |      |      |                      |         |      |      |
|----------------------|---------|------|------|----------------------|---------|------|------|----------------------|---------|------|------|
| STANDARD METHOD      |         |      |      | BOILEAU METHOD       |         |      |      | TENSION BAND METHOD  |         |      |      |
|                      | AVERAGE |      |      |                      | AVERAGE |      |      |                      | AVERAGE |      |      |
| MEASURES             | S - G   | S- L | G-L  | MEASURES             | S - G   | S- L | G-L  | MEASURES             | S - G   | S- L | G-L  |
| MAXIMUM DISPLACEMENT | 1,15    | 2,49 | 0,33 | MAXIMUM DISPLACEMENT | 0,34    | 2,01 | 0,40 | MAXIMUM DISPLACEMENT | 0,16    | 0,70 | 0,19 |
| DISPLACEMENT AVERAGE | 1,08    | 2,07 | 0,30 | DISPLACEMENT AVERAGE | 0,29    | 1,83 | 0,33 | DISPLACEMENT AVERAGE | 0,13    | 0,64 | 0,16 |
| STANDARD DESVIATION  | 0,44    | 1,08 | 0,19 | STANDARD DESVIATION  | 0,19    | 1,28 | 0,29 | STANDARD DESVIATION  | 0,86    | 0,48 | 0,12 |

*Tabla 7. Detalle del desplazamiento máximo, medio y desviación standard de las tres configuraciones de sutura entre los diferentes fragmentos cuando se está realizando la rotación interna*

### **5.5 Análisis según el área de desplazamiento o “valor de estabilidad”**

Una vez analizados todos los datos en cuanto al desplazamiento de los fragmentos entre sí de cada una de las configuraciones de sutura, nos adentramos aun más en la técnica de análisis para evaluar el desplazamiento global. Para ello ideamos una fórmula que nos permitía calcular el área de desplazamiento de cada fragmento en cada una de las configuraciones y en todas las fases de movimiento.

Este área, además, nos permitiría evaluar las suturas entre los fragmentos de manera individual. Nos permite dar mayor importancia a una u otra sutura y comparar las configuraciones según este formato. Es decir, la sutura que más importancia tiene a la hora de obtener un buen resultado en la implantación de hemiartroplastias por fractura es la que une la tuberosidad mayor con la diáfisis. Así podemos ponderar nuestra fórmula para que dicha sutura tenga la mayor relevancia y ver si efectivamente la configuración en banda de tensión es mejor teniendo en cuenta que el menor desplazamiento ha de verse en la sutura entre la diáfisis y la tuberosidad mayor.

Los resultados obtenidos cuando el valor de importancia es uniforme para todas las suturas que fijan la fractura proximal de húmero es estadísticamente significativo mejor para la sutura de banda de tensión 8,5 sobre 6,1 para el método de Boileau y 5,7 para el método de estándar ( $p < 0,01$ ). Mientras que el resultado obtenido cuando se realizó la sección parcial del supraespinoso para simular una degeneración del mismo continua siendo significativamente mejor para la configuración en banda de tensión 8,8 que para la configuración según el método de Boileau 7,0 ( $p < 0,01$ )

| STANDARD METHOD      |        |       |      |        |       |      |        |       |      |         |       |      |                     |  |
|----------------------|--------|-------|------|--------|-------|------|--------|-------|------|---------|-------|------|---------------------|--|
|                      | TEST 1 |       |      | TEST 2 |       |      | TEST 3 |       |      | AVERAGE |       |      | DISPLACEMENT VALUES | STABILITY VALUE                                      |
| 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  |                     | <b>5,7</b><br>** Resultado con ponderación uniforme. |
| 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 | STABILITY VALUE                                      |
| 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  |                     | <b>6,1</b><br>** Resultado con ponderación uniforme. |
| 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 | STABILITY VALUE                                      |
| 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  |                     | <b>8,5</b><br>** Resultado con ponderación uniforme. |
| 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 | STABILITY VALUE                                      |
| 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  |                     | <b>7,0</b><br>** Resultado con ponderación uniforme. |
| 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 | STABILITY VALUE                                      |
| 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  |                     | <b>8,8</b><br>** Resultado con ponderación uniforme. |
| 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                |  |

**Tabla 8. Vista general del desplazamiento y valores de estabilidad según configuración de sutura**

*Análisis del comportamiento de tres configuraciones distintas de sutura de las tuberosidades  
en las fracturas del húmero proximal tratadas mediante hemiartroplastias*

## **6. DISCUSIÓN**

Dentro del conjunto que forman las tuberosidades con la diáfisis tiene especial relevancia la entidad que representa la tuberosidad mayor con la diáfisis. Esta unión es la que se tiene más en cuenta en las publicaciones cuando se trata de valorar la consolidación y se compara con el nivel funcional. Bigliani et al describieron que la causa en común más evidente de 28 fracasos de hemiartroplastias de cabeza fue la falta de consolidación de la tuberosidad mayor.<sup>(101)</sup> Es por esto que los resultados obtenidos que comparan las técnicas de fijación en función de los sensores que emiten la señal de estos dos fragmentos muestra que la configuración estándar provoca un movimiento entre los fragmentos diáfisis (S) y tuberosidad mayor (G) de 1,07mm mientras que la técnica de Boileau lo disminuía a 0,29mm. A su vez la configuración en banda de tensión lo bajó a 0,13mm. Esto demuestra que la fijación alcanzada con la técnica en banda de tensión entre la tuberosidad grande y la diáfisis es menos móvil.

Al analizar globalmente las fases de movimiento y los ciclos, se observaron diferencias significativas entre las técnicas de sutura. Frankle se centró en la fase en rotación externa ya publicando que la mayor tensión entre fragmentos se produce entre la diáfisis-tuberosidad menor con la tuberosidad mayor en este movimiento.<sup>45</sup> Este dato lo confirmarían la tesis doctoral del Dr. Torrens (2009, *Influència de l'alçada protèsica en la capacitat de consolidació de les tuberositats en les hemiartroplasties per fractures de l'humer proximal*) que concluye que cambios en la altura de la implantación de la hemiartroplastia registra cambios en la tensión entre las tuberosidades entre sí y cada una de ellas con la diáfisis. La configuración en banda de tensión demostró significativamente una menor movilidad entre estos dos fragmentos en rotación externa máxima 0,13mm por 1,05mm de la configuración estándar y 0,29mm de la técnica de Boileau, lo que nos hace suponer que se disminuyen los cambios de tensión entre los fragmentos.

El comienzo de la rehabilitación está condicionado a alcanzar una fijación estable durante la cirugía. Esta fijación se valora de forma subjetiva al finalizar la cirugía realizando movimientos pasivos que confirmen el no movimiento entre las tuberosidades y las tuberosidades con la diáfisis. El micro-movimiento altera la respuesta biológica ante una consolidación de la fractura.<sup>99</sup> El presente estudio demuestra que hay diferencias en este movimiento entre los fragmentos que componen la fractura según la técnica de sutura que se emplee, siendo menor cuando se emplea la configuración en banda de tensión. A diferencia de Frankle et al, se realizó el test biomecánico de los fragmentos en todos los ejes durante el movimiento de antepulsión, rotación interna y rotación externa.<sup>49</sup> Por lo que el resultado global de las técnicas de sutura implica que la configuración en banda de tensión no solamente tiene menor desplazamiento en rotación externa sino que biomecánicamente muestra menos movilidad entre fragmentos en antepulsión y rotación interna. Se puede concluir que la técnica que tienen en consideración los vectores de fuerzas discordantes al sentido de la compresión mejoran la estabilidad interfragmentaria.

La calidad del manguito rotador tiene un impacto significativo en el resultado funcional y en la calidad de vida como se demuestra en la publicación de Shah et al.<sup>102</sup> Dos terceras partes (22/33) de los pacientes intervenidos de fractura proximal de húmero a los que se le implantó una hemiartroplastia sufrían de una degeneración y/o rotura del manguito rotador. Al comprobar los resultados clínicos y de calidad de vida mostraban un peor resultado que los que tenían un manguito de los rotadores sano (ASES scores (P=0.05), UCLA score (P=0.01) and SST(P=0.04). Esto da más importancia aún a la técnica de sutura. Dicha técnica ha de mejorar la función del manguito rotador cuando este se encuentra dañado. En el presente estudio demuestra de forma significativa que la configuración en banda de tensión provoca un menor

desplazamiento entre los fragmentos comparada con la configuración diseñada por Boileau y Walch.

La necesidad y duración de la inmovilización antes de iniciar la fisioterapia post-quirúrgica dependía del tipo de prótesis, de la calidad de la reconstrucción de las tuberosidades y también de la calidad del hueso hasta que Boileau et al en su publicación 2002 recomendaron una inmovilización de 6 semanas con una posterior rehabilitación supervisada en pacientes mujeres >75 años por su posible efecto sobre la consolidación de la tuberosidad mayor.<sup>98</sup> A pesar de que no hay ningún estudio que evidencie que una inmovilización larga mejora el nivel funcional, tampoco se encuentra en la literatura ninguna publicación que defienda de forma significativa el corto tiempo de inmovilización<sup>98,103</sup> Lo que si se observa es la tendencia a la movilización pasiva inmediata post-cirugía como insistía Neer con una inmovilización en cabestrillo por un periodo no más largo de 3 semanas en hemiartroplastias por fracturas complejas de húmero proximal y un posterior inicio de la fisioterapia supervisada.<sup>16</sup> En el presente diseño, el estudio biomecánico pretende evaluar el efecto del movimiento pasivo en las suturas que unen las tuberosidades entre ellas y con la diáfisis. Esto conlleva que antes que se inicie el proceso de consolidación de las tuberosidades, las suturas que unen los diferentes fragmentos sean sometidas a la tracción producida por el movimiento. Para la correcta reproducción se diseñó un protocolo de movimientos que el robot reproduciría durante un número determinado de ciclos simulando tres sesiones de 20 minutos de rehabilitación postoperatoria. La elevación anterior en el plano de la escápula hasta los 100°, a este nivel se reproducían las rotaciones. Primero una rotación externa hasta 40° y en segundo lugar, una rotación interna de 40°. Por último se regresaba al punto de inicio. Este estudio pone de manifiesto que la sutura en banda de tensión soporta mejor la reducción de los fragmentos en dichas condiciones al comprobar un menor desplazamiento.



La consolidación ósea se basa en una reconstrucción de una pérdida de discontinuidad mecánica de la transmisión de fuerzas y una movilidad patológica del hueso. La recuperación de la rigidez y la fuerza está relacionada con la diferenciación tisular.<sup>93</sup> Estas dos propiedades están directamente relacionadas con la movilidad. Es por esto que la técnica con menor movilidad en el foco de fractura junto a una reducción anatómica dará lugar a un mejor resultado funcional. En los últimos tiempos, la técnica de fijación de las fracturas complejas (3-4 partes) de húmero proximal tratadas con hemiartroplastias es un tema de discusión en la literatura. El gran número de técnicas referenciadas demuestra la importancia de la fijación en las fracturas proximales de húmero tratadas con hemiartroplastia. <sup>(94-100)</sup> La configuración ideal para la estabilidad de las tuberosidades a la hemiartroplastia de cabeza humeral no se conoce aún.

El objetivo de nuestro estudio se centraba en mejorar la fijación de las tuberosidades en las fracturas complejas de húmero proximal para su consolidación en una correcta posición biomecánica. La correcta reducción y consolidación de las tuberosidades ha sido publicada como el factor pronóstico más relevante en cuanto al resultado funcional del paciente. Otros factores, como la osteoporosis o la degeneración del manguito rotador en este tipo de paciente de edad avanzada, condicionan el éxito de la cirugía. En nuestro estudio hemos demostrado una menor movilidad de las tuberosidades con respecto a la diáfisis y entre sí mismas cuando realizamos la fijación en función de los vectores de fuerza, evitando su efecto discordante mediante la técnica en banda de tensión.

La mayoría de las fracturas proximales de húmero son fracturas de baja energía, ya que se trata de pacientes de edad avanzada. Son estas fracturas las típicamente tratadas con artroplastia de la cabeza humeral. Estas fracturas suceden en la zona más débil del hueso metafisario del húmero proximal. Las tuberosidades a menudo tienen una conminución significativa y no

pueden reducirse de manera directa con lo que necesitan métodos indirectos como las suturas de tracción. <sup>(99)</sup> Este hecho llevó a pensar si la fuerza deformante podría ser utilizada para el efecto contrario, la estabilización. Así se diseñó -basándose en técnicas de fijación previas- una sutura basada en el mecanismo de banda de tensión según las fuerzas deformantes que permitiría una compresión de los fragmentos sintetizados ayudando a disminuir el desplazamiento durante las fases de movimiento, sobretodo en la rehabilitación inmediata. Su efecto ha demostrado mejorar y adaptarse mejor que otras técnicas debido a la calidad del tejido que compone los tendones del manguito rotador que es variable en cada sujeto según edad y sexo.

El brocado o perforación del hueso para pasar las suturas produce un efecto de cutting-out de las suturas y del mismo hueso que hay que tener en cuenta. Los micromovimientos que se han observado en la simulación robótica permiten concluir que cualquier técnica que conlleve atravesar el hueso puede producir un efecto cizalla que rompa la sutura o romper el hueso debido a la osteoporosis perdiendo la fijación de dicho fragmento. Es por esto que la sutura en banda de tensión y la realizada por Boileau son superiores porque broca y atraviesa solamente la diáfisis. Además con el fin de evitar dicho efecto a nivel de la diáfisis que es la única estructura ósea que se atraviesa, se recomienda que la configuración en 8 entre la diáfisis y las tuberosidades, se realice con un grosor de sutura superior para evitar el cutting-out de la sutura.

## **RESUMEN**

Las fracturas complejas del húmero proximal son cada vez más frecuentes. El tratamiento está lleno de controversia. Por un lado la complejidad del manejo quirúrgico de estos tipos de fractura hace que la decisión a la hora de escoger el mejor tipo de tratamiento sea difícil. Por otro lado, hay múltiples factores que influyen en el resultado y que también han de tenerse en cuenta a la hora de decidir un tratamiento u otro (edad, sexo, tipo de fractura, grado de osteoporosis, estado cognitivo, capacidad de hacer rehabilitación). Si se decide implantar una hemiartroplastia, el cirujano se enfrenta a una serie de problemas específicos generados por este tipo de tratamiento. Las hemiartroplastias en el tratamiento de las fracturas del húmero proximal han demostrado ser efectivas en el manejo del dolor, pero el grado de funcionalidad que se puede obtener es muy variable y poco predecible.<sup>63-70</sup>

La literatura demuestra que casi todos los autores están de acuerdo en que los pacientes tratados con una hemiartroplastia por fractura del húmero proximal presentan poco dolor a lo largo del seguimiento clínico. Sin embargo, mientras que algunos autores informan sobre resultados funcionales muy satisfactorios,<sup>47</sup> otros comunican unos resultados más pobres.<sup>63-70</sup> Este hecho puede mejorarse con una buena técnica de sutura de las tuberosidades ya que ha demostrado ser el factor pronóstico más relevante. El hecho de utilizar una sutura en banda de tensión que contraponga los vectores de fuerza discordantes, así como que no atraviese el hueso de las tuberosidades ha demostrado el mejor mantenimiento de la reducción y la mejor fijación de las tuberosidades incluso en casos de manguito rotador degenerado. Desde el punto de vista de la pauta post-operatoria, se puede decidir una rehabilitación pasiva inmediata o alargar la inmovilización durante 2-3 semanas para iniciarla posteriormente, ya que no hay diferencias significativas en la literatura. Sin embargo, el hecho de tener una fijación más estable

disminuiría la tasa de migración y necrosis de las tuberosidades permitiendo un consolidación en su posición anatómica y un inicio inmediato de la rehabilitación de forma pasiva.

*Análisis del comportamiento de tres configuraciones distintas de sutura de las tuberosidades  
en las fracturas del húmero proximal tratadas mediante hemiartroplastias*

## **7. CONCLUSIONES**

### *7.1 Conclusiones sobre la hipótesis de trabajo o conclusiones principales*

La utilización de los vectores de fuerza resultantes de la musculatura que compone el manguito rotador favorece la estabilidad de las tuberosidades en las fracturas de húmero proximal tratadas con hemiartroplastia

### *7.2 Conclusiones sobre los objetivos*

6.2.1 La configuración en banda de tensión de las tuberosidades sufre menos desplazamientos entre los fragmentos que componen la fractura de húmero proximal en 4 partes tratada con hemiartroplastia.

6.2.3 Los resultados del análisis biomecánico del comportamiento de las tres configuraciones de sutura permite establecer que la configuración en banda de tensión es la más adecuada para la fijación de las tuberosidades cuando el manguito rotador está parcialmente dañado en la fractura de húmero proximal en 4 partes tratada con hemiartroplastia.

6.2.3 El desplazamiento que sufren las tuberosidades en la configuración en banda de tensión es menor en cualquiera de las fases del movimiento (elevación anterior, rotación interna y rotación externa) en la fractura de húmero proximal en 4 partes tratada con hemiartroplastia

### **7.3 Conclusiones sobre hipótesis secundaria**

6.3.1 El área de desplazamiento o valor de estabilidad (stability value) de los fragmentos que componen una fractura de húmero proximal tratada con hemiartroplastia es menor cuando se emplea una sutura en banda de tensión que evita el efecto deformante de los vectores de fuerza del manguito rotador.

## **8. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS**



1. Horak J, Nilsson BE. Epidemiology of fracture of the upper end of the humerus. *Clin Orthop* 1975;112:250-3.
2. Rose SH, Melton LJ, Morrey BF, Ilstrup DM, Riggs BL. Epidemiologic features of humeral fractures. *Clin Orthop* 1982;168:24-30.
3. Bengnér U, Johnell O, Redlund-Johnell I. Changes in the incidence of fracture of the upper end of the humerus during a 30-year period. *Clin Orthop* 1988; 231: 179-82.
4. Nordqvist A, Petersson CJ. Incidence and causes of shoulder girdle injuries in an urban population. *J Shoulder Elbow Surg* 1995; 4: 107-12.
5. Kannus P, Palvanen M, Niemi S, Parkkari J, Vuori I. Osteoporotic fractures of the proximal humerus in elderly Finnish persons. *Acta Orthop Scand* 2000; 71 (5): 465-70.
6. Court-Brown CM, Garg A, McQueen MM. The epidemiology of proximal humeral fractures. *Acta Orthop Scand* 2001; 72 (4): 365-71.
7. Guggenbuhl P, Meadeb J, Chalès G. Osteoporotic fractures of the proximal humerus, pelvis, and ankle: epidemiology and diagnosis. *Joint Bone Spine* 2005;72:372-5.
8. Palvanen M, Kannus P, Niemi S, Parkkari J. Update in the epidemiology of proximal humeral fractures. *Clin Orthop* 2006;442:87-92.
9. Johnell O, Kanis JA, Odén A, Sernbo I, Redlund-Johnell I, Petterson C, De Laet C, Jönsson B. Mortality after osteoporotic fractures. *Osteoporos Int* 2004;38-42.
10. Shortt NL, Robinson M. Mortality after low-energy fractures in patients aged at least 45 years old. *J Orthop Trauma* 2005;19:396-403.
11. Olsson C, Petersson CJ. Clinical importance of co morbidity in patients with a proximal humerus fracture. *Clin Orthop* 2006;442:93-9.
12. Chu SP, Kelsey JL, Keegan THM, Sternfeld B, Prill M, Quesenberry CP et al. Risk factors for proximal humerus fracture. *Am J Epidemiol* 2004; 160: 360-7.

13. Johnell O, Kanis JA, Odén A, Sernbo I, Redlund-Johnell I, Petterson C, De Laet C, Jönsson B. Fracture risk following an osteoporotic fracture. *Osteoporos Int* 2004;15:175-9.
14. Gaebler C, McQueen MM, Court-Brown CM. Minimally displaced proximal humeral fractures. *Acta Orthop Scand* 2003;74:580-5.
15. Codman. *The Shoulder. Rupture of the supraspinatus tendon and other lesions in or about the subacromial bursa.* 1934. Krieger Publishing Company. Florida.
16. Neer CS II. Displaced proximal humeral fractures. Part I. Classification and evaluation. *J Bone Joint Surg* 1970;52A:1077.
17. Sidor ML, Zuckerman JD, Lyon T, Koval K, Cuomo F, Schoenberg N. The Neer classification system for proximal humeral fractures. *J Bone Joint Surg* 1993;75A:1745-50.
18. Siebenrock KA, Gerber C. The reproducibility of classification of fractures of the proximal end of the humerus. *J Bone Joint Surg* 1993; 75A:1751-5.
19. Sidor ML, Zuckerman JD, Lyon T, Koval K, Schoenberg N. Classification of proximal humerus fractures: the contribution of the scapular lateral and axillary radiographs. *J Shoulder Elbow Surg* 1994;3:24-27.
20. Sjöden GOJ, Movin T, Günter P, Aspelin P, Ahrengart L, Ersmark H, Sperber A. Poor reproducibility of classification of proximal humeral fractures. *Acta Orthop Scand* 1997;68:239-42.
21. Bernstein J, Adler LM, Blank JE, Dalsey RM, Williams G, Iannotti J. Evaluation of the Neer system of classification of proximal humeral fractures with computed tomographic scans and plain radiographs. *J Bone Joint Surg* 1996;78A:1371-5.

22. Sjöden GOJ, Movin T, Aspelin P, Günter P, Shalabi A. 3D-radiographic analysis does not improve the Neer and AO classifications of proximal humeral fractures. *Acta Orthop Scand* 1999;70:325-8.
23. Edelson G, Kelly I, Vigder F, Reis ND. A three-dimensional classification for fractures of the proximal humerus. *J Bone Joint Surg* 2004;86B:413-25.
24. Torrens C, Melendo E, Solano A, Cáceres E. Two-Part Bituberosity Proximal Humeral Fracture: A Case Report. *J Trauma* 2009 Jun ;66(6) :E75-7.
25. Jakob RP, Miniaci A, Anson PS, Jaberg H, Osterwalder A, Ganz R. Four-part valgus impacted fractures of the proximal humerus. *J Bone Joint Surg* 1991;73B:295-8.
26. Neer CS II. Four-segment classification of proximal humeral fractures: purpose and reliable use. *J Shoulder Elbow Surg* 2002;11:389-400.
27. Hertel R, Hempfing A, Stiehler M, Leunig M. Predictors of humeral head ischemia after intracapsular fracture of the proximal humerus. *J Shoulder and Elbow Surg* 2004;13:427-33.
28. Mora JM, Sánchez A, Vila J, Cañete E, Gamez F. Proposed protocol for reading images of humeral head fractures. *Clin Orthop* 2006;448:225-33.
29. Büchler P, Farron A. Benefits of an anatomical reconstruction of the humeral head during shoulder arthroplasty: a finite element analysis. *Clin Biomech* 2004;19:16-23.
30. Büchler P, Ramaniraka NA, Rakotomanana LR, Iannotti JP, Farron A. A finite element model of the shoulder: application to the comparison of normal and osteoarthritic joints. *Clin Biomech* 2002; 17:630-9.
31. Högfors C, Sigholm G, Herberts P. Biomechanical model of the human shoulder-I.Elements. *J Biomechanics* 1987;20:157-66.

32. Bono CM, Renard R, Levine RG, Levy AS. Effect of displacement of fractures of the greater tuberosity on the mechanics of the shoulder. *J Bone Joint Surg* 2001;83-B:1056-62.
33. Minagawa H, Itoi E, Konno N, Kido T, Sano A, Urayama M, Sato K. Humeral attachment of the supraspinatus and infraspinatus tendons: an anatomic study. *Arthroscopy* 1998;14:302-6.
34. Hinton MA, Parker AW, Drez D, Altcheck D. An anatomic study of the subscapularis tendon and myotendinous junction. *J Shoulder Elbow Surg* 1994;3:224-9.
35. Halder A, Zobitz ME, Schultz F, An KN. Structural properties of the subscapularis tendon. *J Orthop Res* 2000;18:829-34.
36. Halder A, Zobitz ME, Schultz F, An KN. Mechanical properties of the posterior cuff. *Clin Biomech* 2000;15:456-62.
37. Keating JF, Waterworth P, Shaw-Dunn J, Crossan J. The relative strengths of the rotator cuff muscles. *J Bone Joint Surg* 1993;75-B:137-40.
38. Frankle MA, Greenwald DP, Markee BA, Ondrovic LE, Lee WE. Biomechanical effects of malposition of tuberosity fragments on the humeral prosthetic reconstruction for four-part proximal humerus fractures. *J Shoulder Elbow Surg* 2001;10:321-6.
39. Hughes RE, Kai-Nan An. Force analysis of the rotator cuff muscles. *Clin Orthop* 1996;330:75-83.
40. Kuhlman JR, Iannotti JP, Kelly MJ, Riegler FX, Gevaert ML, Ergin TM. Isokinetic and isometric measurement of strength of external rotation and abduction of the shoulder. *J Bone Joint Surg* 1992;74-A:1320-33.
41. Takase K, Imakiire A, Burkhead WZ. Radiographic study of the anatomic relationships of the greater tuberosity. *J Shoulder Elbow Surg* 2002;11:557-61.

42. Roberts SNJ, Foley AP, Swallow HM, Wallace WA, Coughlan DP. The geometry of the humeral head and the design of prostheses. *J Bone Joint Surg* 1991; 73-B:647-50.
43. Boileau P, Walch G. The three-dimensional geometry of the proximal humerus. *J Bone Joint Surg* 1997; 79-B:857-65.
44. Iannotti JP, Gabriel JP, Schneck SL, Evans BG, Misra S. The normal glenohumeral relationships. *J Bone Joint Surg* 1992; 74-A:491-500.
45. Frankle MA, Ondrovic LE, Markee BA, Harris ML, Lee WE. Stability of tuberosity reattachment in proximal humeral hemiarthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg* 2002;11:413-20.
46. Abu-Rajab RB, Stansfield BW, Nunn T, Nicol AC, Kelly IG. Re-attachment of the tuberosities of the humerus following hemiarthroplasty for four-part fracture. *J Bone Joint Surg* 2006;88B:1539-44.
47. Neer CS II. Displaced proximal humeral fractures. Part II. Treatment of three-part and four-part displacement. *J Bone Joint Surg Am* 1970; 52A: 1090-1103.
48. Baumgartner D, Nolan BM, Mathys R, Lorenzetti SR, Stüssi E. Review of fixation techniques for the four-part fractured proximal humerus in hemiarthroplasty. *J Orthop Surg Res.* 2011 Jul 18;6:36.
49. Zyto K, Ahrengart L, Sperber A, Törnkvist H. Treatment of displaced proximal humeral fractures in elderly patients. *J Bone Joint Surg Br* 1997; 79B: 412-7.
50. Olerud P, Ahrengart L, Ponzer S, Saving J, Tidermark J. Hemiarthroplasty versus nonoperative treatment of displaced 4-part proximal humeral fractures in elderly patients: a randomized controlled trial. *J Shoulder Elbow Surg.* 2011 Oct;20(7):1025-33.
33. Olerud P, Ahrengart L, Ponzer S, Saving J, Tidermark J. Internal fixation versus nonoperative treatment of displaced 3-part proximal humeral fractures in elderly

- patients: a randomized controlled trial. *J Shoulder Elbow Surg.* 2011 Jul;20(5):747-55.
- Brooks CH, Revell WJ, Heatley FW. Vascularity of the humeral head after proximal humeral fractures. *J Bone Joint Surg* 1993;75B:132-6.
51. Gerber C, Schneeberger AG, Vinh TS. The arterial vascularization of the humeral head. *J Bone Joint Surg Am* 1986; 68A: 1410-4.
52. Bastian JD, Hertel R. Initial post-fracture humeral head ischemia does not predict development of necrosis. *J Shoulder Elbow Surg* 2008;17:2-8.
53. Stablefort PG. Four-part fractures of the neck of the humerus. *J Bone Joint Surg* 1984;66B:104-8.
54. Cofield RH. Comminuted fractures of the proximal humerus. *Clin Orthop* 1988;230:49-57.
55. Steinberg DR, Szabo RM. Decision making in upper extremity problems in the elderly. *Clin Orthop* 1995;316:63-9.
56. Ko JY, Yamamoto R. Surgical treatment of complex fracture of the proximal humerus. *Clin Orthop* 1996;327:225-37.
57. Rees J, Hicks J, Ribbans W. Assessment and management of three- and four-part proximal humeral fractures. *Clin Orthop* 1998;353:18-29.
58. McKoy BE, Bensen CV, Hartsock LA. Fractures about the shoulder. *Orthop Clin North* 2000;31:205-15.
59. Chesser TJS, Langdon IJ, Ogilvie C, Sarangi PP, Clarke AM. Fractures involving splitting of the humeral head. *J Bone Joint Surg* 2001;83B:423-6.
60. Hoffmeyer P. The operative management of displaced fractures of the proximal humerus. *J Bone Joint Surg* 2002;84B:469-80.

61. Platzner P, Kutscha-Lissberg F, Lehr S, Vecsei V, Gaebler C. The influence of displacement on shoulder function in patients with minimally displaced fractures of the greater tuberosity. *Injury* 2005;36:1185-9.
62. Neer CS, Watson KC, Stanton FJ. Recent experience in total shoulder replacement. *J Bone Joint Surg* 1982; 64-A:319-37.
63. Tanner MW, Cofield RH. Prosthetic arthroplasty for fractures and fracture-dislocations of the proximal humerus. *Clin Orthop* 1983;179:116-28.
64. Moeckel BH, Dines DM, Warren RF, Altchek DW. Modular hemiarthroplasty for fractures of the proximal part of the humerus. *J Bone Joint Surg* 1992;74A:884-9.
65. Green A, Barnard L, Limbird RS. Humeral head replacement for acute, four-part proximal humerus fractures. *J Shoulder Elbow Surg* 1993;2:249-54.
66. Hawkins RJ, Switlyk P. Acute prosthetic replacement for severe fractures of the proximal humerus. *Clin Orthop* 1993;289:156-60.
67. Goldman RT, Koval KJ, Cuomo F, Gallagher MA, Zuckerman JD. Functional outcome after humeral head replacement for acute three- and four-part proximal humeral fractures. *J Shoulder Elbow Surg* 1995;4:81-6.
68. Kralinger F, Schwaiger R, Wambacher M, Farrell E, Menth-Chiari W, Lajtai G et al. Outcome after primary hemiarthroplasty for fracture of the head of the humerus. *J Bone Joint Surg Br* 2004;86B:217-9.
69. Plausinis D, Kwon YW, Zuckerman JD. Complications of humeral head replacement for proximal humeral fractures. *J Bone Joint Surg* 2005;87A:204-13.
70. Boileau P, Caligaris-Cordero B, Payeur F, Tinsi L, Argenson C. Facteurs pronostiques au cours de la reeducation après prothèses d'épaule pour fracture. *Rev Chir Orthop* 1999;85:106-16.

71. Agorastides I, Sinopidis C, Meligy M, Yin Q, Brownson P, Frostick SP. Early versus late mobilization after hemiarthroplasty for proximal humeral fractures. *J Shoulder Elbow Surg* 2007;16:33S-38S.
72. Frich LH, Moller BN. Retroversion of the humeral prosthesis in shoulder arthroplasty. *J Arthroplasty* 1989;4:277-80.
73. Friedman RJ, Hawthorne KB, Genez BM. The use of computerized tomography in the measurement of glenoid version. *J Bone Joint Surg* 1992;74A:1032-7.
74. Tillet E, Smith M, Fulcher M, Shanklin J. Anatomic determination of humeral head retroversion: the relationship of the central axis of the humeral head to the bicipital groove. *J Shoulder Elbow Surg* 1993;2:255-6.
75. Pearl ML, Volk AG. Retroversion of the proximal humerus in relationship to prosthetic replacement arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg* 1995;4:286-9.
76. Edelson G. Variations in the retroversion of the humeral head. *J Shoulder Elbow Surg* 1999;8:142-5.
77. Fabeck LG, Farrokh D, Tolley M, Tollet PE, Zekhnini C, Delince PE. Computed tomography evaluation of shoulder prosthesis retroversion. *J Shoulder Elbow Surg* 2001;10:546-9.
78. Farrokh D, Fabeck L, Descamps PY, Hardy D, Delince Ph. Computed tomography measurement of humeral head retroversion: influence of patient positioning. *J Shoulder Elbow Surg* 2001;10:550-3.
79. Schlemmer B, Dosch JC, Gicquel P, Boutemy P, Wolfram R, Kempf JF, Sick H. Computed tomography analysis of humeral retrotorsion and glenoid retroversion. *Rev Chir Orthop* 2002;88:553-60.



80. Hernigou Ph, Duparc F, Filali Ch. Rétroversion humérale et prothèse d'épaule. Rev Chir Orthop 1995;81:419-27.
81. Doyle AJ, Burks RT. Comparison of humeral head retroversion with the humeral axis/biceps groove relationship: a study in live subjects and cadavers. J Shoulder Elbow Surg 1998;7:453-7.
82. Kummer FJ, Perkins R, Zuckerman JD. The use of the bicipital groove for alignment of the humeral stem in shoulder arthroplasty. J Shoulder Elbow Surg 1998;7:144-6.
83. Hempfing A, Leunig M, Ballmer FT, Hertel R. Surgical landmarks to determine humeral head retrotorsion for hemiarthroplasty in fractures. J Shoulder Elbow Surg 2001;10:460-3.
84. Kontakis GM, Damilakis J, Christoforakis J, Papadakis A, Katonis P, Prassopoulos P. The bicipital groove as a landmark for orientation of the humeral prosthesis in cases of fracture. J Shoulder Elbow Surg 2001;10:136-9.
85. Itamura J, Dietrick T, Roidis N, Shean C, Chen F, Tibone J. Analysis of the bicipital groove as a landmark for humeral head replacement. J Shoulder Elbow Surg 2002;11:322-6.
86. Murachovsky J, Ikemoto RY, Nascimento LGP, Fujiki EN, Milani C, Warner JJP. Pectoralis major tendon reference (PMT): a new method for accurate restoration of humeral length with hemiarthroplasty for fracture. J Shoulder Elbow Surg 2006;15:675-8.
87. Torrens C, Corrales M, Melendo E, Solano A, Rodriguez-Baeza A, Caceres E. Pectoralis major tendon as a reference for restoring humeral length and retroversion with hemiarthroplasty for fracture. J Shoulder Elbow Surg. 2008 Oct 10;3:49.

88. Walch G, Boileau P. Shoulder Arthroplasty. 1999. G Walch P Boileau Edts. Springer-Verlag. Berlin.
89. Dines DM, Warren RF. Modular shoulder hemiarthroplasty for acute fractures. Clin Orthop 307;1994:18-26.
90. Boileau P, Walch G. Hemiprosthesis replacement in fractures of the proximal humerus. Seminars in Arthroplasty 11;2000:54-70.
91. Walch G, Boileau P, Mole D. 2000 shoulder prostheses, two to ten year follow-up. 2001. Sauramps Medical. Montpellier.
92. Krause FG, Huebschle L, Hertel R: Reattachment of the tuberosities with cable wires and bone graft in hemiarthroplasties done for proximal humeral fractures with cable wire and bone graft: 58 patients with a 22- month minimum follow-up. J Orthop Trauma 2007, 21(10):682-6.
93. Mighell MA, et al: Outcomes of hemiarthroplasty for fractures of the proximal humerus. J Shoulder Elbow Surg 2003, 12(6):569-77.
94. Dines DM, Warren RF: Modular shoulder hemiarthroplasty for acute fractures. Surgical considerations. Clin Orthop Relat Res 1994, , 307: 18-26.
95. Gerber C: Operation Manual of Anatomical Shoulder Fracture. Operation manual, Zimmer Ltd 2005.
96. Voigt C, Lill H: [Primary hemiarthroplasty in proximal humerus fractures]. Orthopade 2007, 36(11):1002-12.
97. Boileau P, Krishnan SG, Tinsi L, Walch G, Coste JS, Molé D. Tuberosity malposition and migration: reasons for poor outcomes after hemiarthroplasty for displaced fractures of the proximal humerus. J Shoulder Elbow Surg. 2002 Sep-Oct;11(5):401-12.
98. Frankle MA, Mighell MA: Techniques and principles of tuberosity fixation for

- proximal humeral fractures treated with hemiarthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg* 2004, 13(2):239-47.
99. Abrutyn : Secure Tuberosity Fixation in Shoulder Arthroplasty for Fractures. *Techniques in Shoulder and Elbow Surgery* 2004, 5(4):177-183.
100. Compito CA, Self EB, Bigliani LU. Arthroplasty and acute shoulder trauma. Reasons for success and failure. *Clin Orthop Relat Res.* 1994 Oct;(307):27-36.
101. Nasir Shah, Hafiz J. Iqbal, Steven Brookes-Fazakerley, Chris Sinopidis. Shoulder hemiarthroplasty for the treatment of three and four part fractures of the proximal humerus using Comprehensive® Fracture stem. *International Orthopaedics (SICOT)* (2011) 35:861–867.
102. Handoll HH, Ollivere BJ, Rollins KE. . Interventions for treating proximal humeral fractures in adults. *Cochrane Database Syst Rev.* 2012 Dec 2;12:CD000434.