



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIEROS
INDUSTRIALES VALENCIA

TRABAJO FIN DE MASTER EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

DISEÑO DE UNA NUEVA PRÓTESIS DE HOMBRO A PARTIR DE LOS DATOS CLÍNICOS RECOPIRADOS DE DISEÑOS ANTERIORES Y DEL ASESORAMIENTO CLÍNICO

AUTOR: JAVIER MARTÍNEZ NAVARRO

TUTOR: CARLOS MANUEL ATIENZA VICENTE

COTUTOR: JOSE MARÍA MARTÍNEZ COSTA

Curso Académico: 2017-2018

AGRADECIMIENTOS

A mis profesores y compañeros, por haber compartido conmigo esta etapa de mi vida.

A mis padres, por haber sabido impartir una educación tan excelente y que tanto esfuerzo les ha costado. También por haberme guiado desde la guardería hasta el final de mis estudios de postgrado.

Especial agradecimiento a mi tío, por su dedicación y gran implicación en este proyecto.

RESUMEN

En este proyecto se detalla la anatomía de la articulación del hombro y revisa la utilización de vástago no cementado en prótesis inversas de hombro para el tratamiento de fractura proximal de húmero. Se definen los tipos y características de vástagos de prótesis inversas no cementadas, así como sus ventajas y desventajas. Se valoran parámetros clínicos: escalas de valoración, rangos de movilidad y complicaciones; y parámetros radiológicos: signos de aflojamiento e incorporación de la tuberosidad.

Se genera también un modelo 3D de una prótesis de hombro innovando en su diseño y proponiendo una mejora. Se realiza la validación de la misma a partir de las condiciones de carga indicadas en los ensayos normativos y se dimensiona basándose en esos datos. El diseño recoge aquellos aspectos que son los óptimos obtenidos a partir de la revisión bibliográfica de los sistemas actuales y del asesoramiento de un grupo clínico experto.

Los diseños se realizan con SolidWoks.

RESUM

En aquest projecte es detalla l'anatomia de l'articulació del muscle i revisa la utilització de plançó no cementat en pròtesis inverses de muscle per al tractament de fractura proximal d'húmer. Es defineixen els tipus i característiques de plançons de pròtesis inverses no cementades, així com els seus avantatges i desavantatges. Es valoren paràmetres clínics: escales de valoració, rangs de mobilitat i complicacions; i paràmetres radiològics: signes d'afluixament i incorporació de la tuberositat.

Es genera també un model 3D d'una pròtesi de muscle innovant en el seu disseny i proposant una millora. Es realitza la validació de la mateixa a partir de les condicions de càrrega indicades en els assajos normatius i es dimensiona basant-se en aqueixes dades. El disseny recull aquells aspectes que són els òptims obtinguts a partir de la revisió bibliogràfica dels sistemes actuals i de l'assessorament d'un grup clínic expert.

Els dissenys es realitzen amb SolidWoks.

ABSTRACT

This project details the anatomy of the shoulder joint and reviews the use of a non-cemented stem in inverse shoulder prostheses for the treatment of proximal humerus fracture. The types and characteristics of non-cemented reverse prosthesis stems are defined, as well as their advantages and disadvantages. Clinical parameters are assessed: rating scales, mobility ranges and complications; and radiological parameters: signs of loosening and incorporation of the tuberosity.

A 3D model of shoulder prosthesis is also generated, innovating in the design and proposing an improvement. Validation is carried out based on the loading conditions indicated in the normative tests and is dimensioned based on these data. The design includes those aspects that are the best obtained from the bibliographic review of current systems and the advice of an expert clinical group.

The designs are made with SolidWoks.

Índice

CAPÍTULO 1: MOTIVACIÓN Y JUSTIFICACIÓN DEL PROYECTO	9
CAPÍTULO 2: ANTECEDENTES	10
2.1 ANATOMÍA DEL HOMBRO	10
2.1.1 OSTEOLOGÍA.....	10
2.1.2 ARTICULACIÓN ESTERNOCLAVICULAR	15
2.1.3 ARTICULACIÓN ACROMIOCLAVICULAR.....	16
2.1.4 LIGAMENTOS DEL HOMBRO: ANATOMÍA CAPSULOLIGAMENTOSA Y DEL RODETE GLENOIDEO	18
2.1.5 MUSCULATURA ESCAPULOTORÁCICA.....	20
2.1.6 MÚSCULOS GLENOHUMERALES.....	21
2.1.7 MÚSCULOS POLIARTICULARES.....	24
2.1.8 PLEXO BRAQUIAL.....	26
2.1.9 ARTERIAS	28
2.1.10 VENAS.....	29
2.2 FRACTURA PROXIMAL DE HÚMERO.....	29
2.2.1 INTRODUCCIÓN	29
2.2.2 EPIDEMIOLOGÍA Y ETIOLOGÍA.....	29
2.2.3 DIAGNÓSTICO Y CLASIFICACIONES.....	30
CAPÍTULO 3: OBJETIVOS Y PLAN DE TRABAJO	33
CAPÍTULO 4: RESULTADOS	34
4.1 CARACTERÍSTICAS DE LAS PRÓTESIS INVERSAS DE HOMBRO.....	34
4.1.1 PROTOCOLO DE LA BÚSQUEDA BIBLIOGRÁFICA	35
4.1.2 RESULTADOS DE LA BÚSQUEDA BIBLIOGRÁFICA	35
4.2 REVISIÓN DEL USO DEL VÁSTAGO NO CEMENTADO	41
4.2.1 QUÉ SON.....	41
4.2.2 CARACTERÍSTICAS DE DISEÑO	41
4.2.3 PROTESIS DISPONIBLES COMERCIALMENTE	42
4.2.4 TÉCNICA QUIRÚRGICA: ARTROPLASTIA INVERSA DE HOMBRO.....	42
4.2.5 VENTAJAS	50
4.2.6 INCONVENIENTES.....	50
4.3 VALORACIÓN DE PARÁMETROS	51
4.3.1 CLÍNICOS.....	52

4.3.1.1 ESCALAS DE VALORACIÓN.....	52
4.3.1.2 RANGO DE MOVIMIENTO.....	53
4.3.1.3 COMPLICACIONES	53
4.3.2 RADIOLÓGICOS.....	54
4.3.2.1 SIGNOS DE AFLOJAMIENTO.....	54
4.3.2.2 INCORPORACIÓN DE LA TUBEROSIDAD	55
4.3.3 RESULTADOS DEL ESTUDIO	55
4.4 INNOVACIÓN EN EL DISEÑO DEL VÁSTAGO HUMERAL.....	58
4.5 VALIDACIÓN DEL MODELO.....	64
CAPÍTULO 5: CONCLUSIONES.....	69
CAPÍTULO 6: PRESUPUESTO	70
CAPÍTULO 7: REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	71

CAPÍTULO 1: MOTIVACIÓN Y JUSTIFICACIÓN DEL PROYECTO

Teniendo en cuenta el presente proyecto sobre el diseño de una nueva prótesis de hombro a partir de los datos clínicos recopilados de diseños anteriores y del asesoramiento clínico, debe decirse que la motivación principal radica en aumentar los conocimientos no solo sobre la anatomía humana, concretamente la articulación más compleja del cuerpo, el hombro, sino también de las posibles lesiones que puede sufrir, el tipo de prótesis con el que se puede mejorar la calidad de vida de los pacientes, la técnica quirúrgica por la cual se reemplaza la articulación y los parámetros clínicos con los cuales se evidencia la mejora (o no) de los pacientes.

A raíz de dicha curiosidad, este proyecto se justifica con la investigación de la necesidad o posibilidad de no utilizar cemento óseo en las artroplastias reversas de hombro. Así mismo como el desarrollo de un nuevo diseño a nivel teórico que cubre un tipo en concreto de lesión como es la fractura proximal del húmero.

Con estas propuestas se pretende demostrar que no hay una necesidad real de utilizar cemento óseo en las intervenciones que se han descrito, sino más bien es una posibilidad utilizar dicho producto, ya que se cuenta con prótesis con características especiales que favorecen la osteointegración y hacen no necesario el uso del cemento óseo. Igualmente se pretende presentar un diseño conceptual de prótesis reversa de hombro que facilite la técnica quirúrgica y ayude a solucionar un problema actual como la fractura proximal del húmero.

Con este proyecto se contribuye a la generación de nuevos conocimientos, conceptos, técnicas y productos, así como el desarrollo de una investigación sistematizada cuyos resultados pueden convertirse en antecedentes para futuras líneas de investigación. También se genera conocimientos complementarios al perfil profesional aportando un extra en cuanto a la formación personal.

Este proyecto podría contribuir al mundo empresarial de diferentes formas como:

- Favoreciendo el desarrollo de nuevos productos biomédicos como nuevos diseños en prótesis de hombro.
- Reduciendo el coste de las intervenciones al eliminar el uso del cemento óseo.
- Aumentando la calidad de vida del paciente al utilizar elementos menos invasivos en las intervenciones.

Personalmente esta propuesta contribuye a seguir con la formación del Máster en Ingeniería Biomédica con la generación de conocimientos y la aplicación de los mismos. A su vez también contribuye a la mejora de habilidades de investigación y relación con empresas y personal clínico.

CAPÍTULO 2: ANTECEDENTES

2.1 ANATOMÍA DEL HOMBRO

La información sobre la anatomía de la articulación del hombro que se describe en este apartado del trabajo está basada en su mayoría en el libro *Técnicas quirúrgicas en hombro y codo*, de los autores *Gerald R. Williams, M.D. Matthew. L. Ramsey, M.D. Sam W. Wiesel, M.D.*

El hombro es una enartrosis, es decir, una articulación formada por una superficie cóncava y otra convexa. Es la articulación más móvil de todas y, por lo tanto, con la mayor predisposición a sufrir una luxación. Esta amplitud de movimiento se distribuye en tres articulaciones diartrodiales: la glenohumeral, la acromioclavicular y la esternoclavicular. Éstas dos últimas articulaciones, junto con los espacios fasciales existentes entre la escápula y el tórax, se conocen en conjunto como articulación escapulotorácica.

2.1.1 OSTEOLOGÍA

Clavícula

Es un hueso relativamente recto, que forma una ligera curva visto desde el plano anterior, mientras que visto en el plano transverso se parece más a una S, como muestra la Figura 2.1.

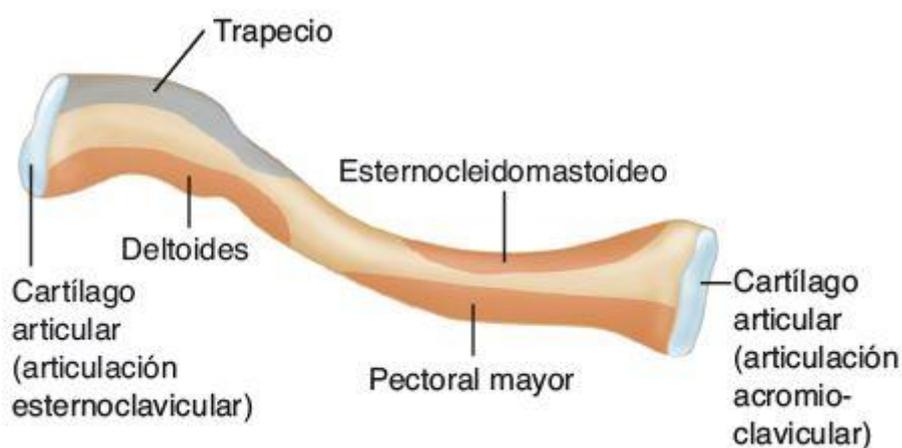


Figura 2.1 – Clavícula

Técnicas quirúrgicas en hombro y codo. Gerald R. Williams, M.D. Matthew. L. Ramsey, M.D. Sam W. Wiesel, M.D.

Como se narra en *Técnicas quirúrgicas en hombro y codo*, de los autores *Gerald R. Williams, M.D. Matthew. L. Ramsey, M.D. Sam W. Wiesel, M.D.*:

“En la clavícula hay tres huellas óseas debidas a la fijación de los ligamentos: en la parte medial está la huella de inserción del ligamento costoclavicular, que a veces puede ser una fosa romboidal. En el extremo lateral del hueso se localiza el tubérculo conoide. Inmediatamente lateral al tubérculo conoide se encuentra el tubérculo trapezoide.

Los músculos que se insertan en la clavícula son el trapecio, sobre la superficie posterosuperior de su extremidad distal, y el músculo subclavio, que se inserta en la superficie inferior del tercio medio de la clavícula.

Funcionalmente, la clavícula actúa sobre todo como un anclaje para las inserciones musculares. Algunos trabajos sugieren que, con una buena reparación muscular, las únicas limitaciones funcionales derivadas de la extirpación quirúrgica de la clavícula son la manipulación de objetos pesados por encima de la cabeza, y que, por lo tanto, su función como arbotante es menos importante.

En la clavícula se originan cuatro músculos: deltoides, pectoral mayor, esternocleidomastoideo y esternohioideo.

Las principales relaciones de la clavícula son la vena y la arteria subclavias, y el plexo braquial, situados en la parte posterior.”

Escápula

La principal función de este hueso es anclar y fijar la musculatura de la zona, de ahí su forma de lámina ósea, la cual se muestra en la Figura 2.2.

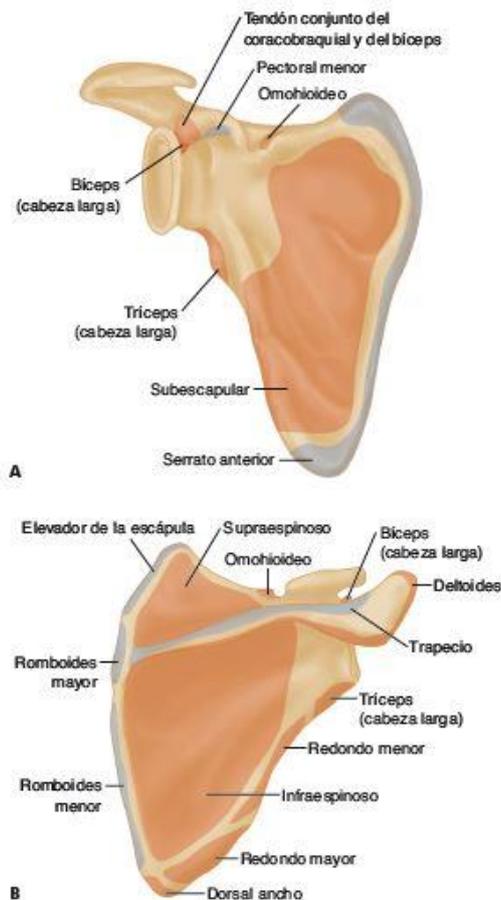


Figura 2.2 - A) Escápula. B) Fosa supraespinosa y fosa infraespinosa

Técnicas quirúrgicas en hombro y codo. Gerald R. Williams, M.D. Matthew. L. Ramsey, M.D. Sam W. Wiesel, M.D.

Como continúa explicando el libro *Técnicas quirúrgicas en hombro y codo*, de los autores *Gerald R. Williams, M.D. Matthew. L. Ramsey, M.D. Sam W. Wiesel, M.D.:*

“La escápula es más gruesa en sus ángulos superior e inferior y en su borde lateral, donde se insertan algunos de los músculos más potentes. También se hace más gruesa para formar las apófisis: coracoides, espina de la escápula y acromion, y la cavidad glenoidea. La apófisis coracoides se desprende de la escápula en la parte superior de la base del cuello de la glenoides, y se dirige en dirección anterior para angularse hacia una posición más lateral. En ella se originan los tendones de la cabeza corta del bíceps y del coracobraquial.

Proporciona su inserción al músculo pectoral menor y a los ligamentos coracoacromial, coracohumeral y coracoclavicular. En la espina de la escápula se inserta parte del trapecio, y es el origen de los fascículos posteriores del deltoides. También permite proyectar el acromion en dirección anterolateral, lo que aumenta el brazo de palanca del deltoides.

La espina divide la superficie posterior de la escápula y forma la fosa supraespinosa y la fosa infraespinosa.

El acromion es la apófisis de la escápula más estudiada debido a la considerable patología que afecta al acromion y al manguito de los rotadores.

La superficie articular de la glenoides se orienta unos 10º perpendicular al cuerpo de la escápula, con una media de 6º de retroversión. La parte caudal se orienta más hacia delante que la cefálica.

Las tres apófisis de la escápula (la espina, el acromion y la coracoides) y la cavidad glenoidea delimitan entre ellas dos escotaduras. La escotadura supraescapular está en la base de la coracoides. La escotadura espinoglenoidea, o escotadura escapular superior, se encuentra en la base de la espina de la escápula.

Los principales ligamentos que se originan en la escápula son: coracoclavicular, coracoacromia, acromioclavicular, glenohumeral y coracohumeral.

La vascularización de la escápula procede de vasos de los músculos cuyos vientres musculares se insertan en la escápula. Los vasos atraviesan estas inserciones y se continúan con los vasos intraóseos.”

Húmero

Latarjet. Ruiz. Lizard, en su libro *Anatomía Humana*, propone la siguiente forma de describir el húmero basado en su forma, sus caras y sus bordes:

Forma

Es el miembro con mayor volumen y longitud de las extremidades superiores del cuerpo. Se divide en dos extremidades, una proximal y otra distal, ambas unidas por una

diáfisis y posee una falsa impresión de torsión. Como se aprecia en la Figura 2.3, en el plano coronal, el ángulo cefálico-diafisario es de aproximadamente 135°.

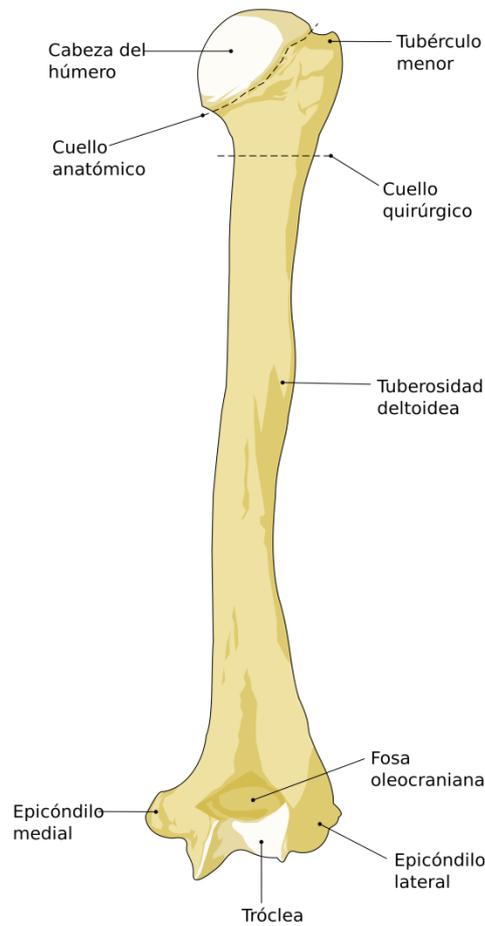


Figura 2.3 – Húmero
Anatomía humana. Latarjet. Ruiz. Lizard

Caras

Como explica Latarjet. Ruiz. Lizard, en Anatomía Humana:

- *“Cara Anterolateral. Presenta por encima de su parte media la tuberosidad deltoidea que dará inserción a dos músculos; en su labio superior se insertará el deltoideo, y en su labio inferior el braquial.”*
- *“Cara Anteroteromedial. Es lisa y en su parte media presenta el foramen nutricio. Por encima de él se observan rugosidades de inserción para el músculo coracobraquial; por encima de estas rugosidades se observa la inserción de los tendones de los músculos dorsal ancho y redondo mayor y por debajo de la inserción del coracobraquial se inserta el músculo braquial.”*
- *“Cara posterior. Presenta el surco para el nervio radial que se dirige de arriba hacia abajo y de medial a lateral, además este nervio es acompañado por la arteria braquial profunda. A ambos lados de este surco se inserta: por encima, la cabeza lateral del músculo triceps y por debajo la cabeza medial del mismo músculo.”*

Bordes

- Borde Anterior. Caracterizado por poseer cierta rugosidad en la parte superior se continua con la cresta del tubérculo mayor, se vuelve obtuso hacia la parte inferior la cual se divide para limitar a la fosa coronoide.
- Borde lateral. Queda delimitado por la parte más inferior del surco que ocupa el nervio radial, debajo del mismo, el borde es muy marcado.
- Borde medial. Cubre la superficie longitudinal del hueso, al igual que el precedente. Tanto en un borde como en el otro se insertan los tabiques intermusculares medial y lateral del brazo.

Extremo proximal

Retomando las descripciones que *Gerald R. Williams, M.D. Matthew. L. Ramsey, M.D. Sam W. Wiesel, M.D.* realizan en *Técnicas quirúrgicas en hombro y codo*, el húmero posee dos extremos:

“Presenta la cabeza del húmero, superficie articular del húmero en el hombro con forma esferoide, lisa, con un radio de curvatura de aproximadamente 2,25 cm cuyo eje de la crura el troquíter (tuberosidad mayor) aproximadamente 9 mm por detrás del surco bicipital. Está orientada en sentido medial, ligeramente superior y dorsal. Con el brazo en la posición anatómica (es decir, con los epicóndilos del húmero en el plano coronal), la cabeza del húmero presenta una retroversión de unos 30º, con una amplia variación dentro de la normalidad.

Inferior y lateralmente, la cabeza está limitada por el cuello anatómico que la separa de los dos tubérculos y crea el espacio entre el cartílago articular y las inserciones de los ligamentos y los tendones.

Con el brazo en la posición anatómica (es decir, con los epicóndilos del húmero en el plano coronal), la cabeza del húmero presenta una retroversión de unos 30º, con una amplia variación dentro de la normalidad.

- *Tuberosidad menor: (troquín) se encuentra directamente anterior y presta inserción al músculo subescapular.*
- *Tuberosidad mayor: (troquíter), se localiza en la cara lateral. Presta inserción por tres fascículos; el superior para el músculo supraespinoso, el medio para el redondo menor y el inferior para el infraespinoso.*

Por debajo de las tuberosidades, el húmero se estrecha en una región denominada cuello quirúrgico del húmero, debido a la frecuencia de fracturas a este nivel.

Entre los dos tubérculos, a más o menos 1 cm lateral a la línea media del húmero, se encuentra el surco intertubercular (corredera bicipital) que es recorrido por el tendón de la cabeza larga del bíceps braquial desde su origen en el labio superior de la cavidad glenoidea y está limitado por dos crestas. Posee un techo periférico que se denomina ligamento intertubercular o ligamento humeral transverso, cuya resistencia es variable.

- *Cresta del tubérculo menor. Da inserción a los músculos redondo mayor y dorsal ancho.*
- *Cresta del tubérculo mayor. Da inserción al músculo pectoral mayor.”*



Figura 2.4 – Porción proximal del húmero

Técnicas quirúrgicas en hombro y codo. Gerald R. Williams, M.D. Matthew. L. Ramsey, M.D. Sam W. Wiesel, M.D.

Extremo distal

Continuando las explicaciones del libro *Técnicas quirúrgicas en hombro y codo*, de los autores *Gerald R. Williams, M.D. Matthew. L. Ramsey, M.D. Sam W. Wiesel, M.D.:*

“Su superficie articular pertenece al cúbito medialmente y al radio, lateralmente. La parte medial de la superficie articular es la tróclea que está en contacto con el cóndilo por el canal condilotrocLEAR.

Por encima de estas superficies se encuentran tres fositas: anterior y lateral, la fosa radial; anterior y medial la fosa coronoidea, la cabeza radial y la apófisis coronoideas se alojan allí; atrás se observa la fosa olecraneana para el olecranon.

Dos salientes se encuentran en la extremidad inferolateral, el epicondilo lateral que presta inserción al ligamento colateral radial y masa de los músculos epicondileos laterales; el epicondilo medial presta inserción al ligamento colateral cubital y masas de los músculos epicondileos mediales.”

2.1.2 ARTICULACIÓN ESTERNOCLAVICULAR

Tiene la particularidad que no hay otra articulación entre dos huesos que une miembros superiores y el esqueleto axial.

Ligamentos

Como principales ligamentos en esta articulación se encuentran los ligamentos esternoclaviculares anterior y posterior. Debido a ser el más resistente es más importante el ligamento esternoclavicular posterior.

Vascularización

La encargada de irrigar la articulación esternoclavicular es la arteria toracoacromial, ayudada por la arteria mamaria interna y la arteria supraescapular.

Inervación

Como nervio principal se encuentra el nervio correspondiente al músculo subclavio, pero contribuye en la inervación el nervio supraescapular medial.

2.1.3 ARTICULACIÓN ACROMIOCLAVICULAR

Es la única articulación que une la clavícula y la escápula.

Ligamentos

Los ligamentos de la articulación acromioclavicular son el ligamento trapezoide y el ligamento conoide.

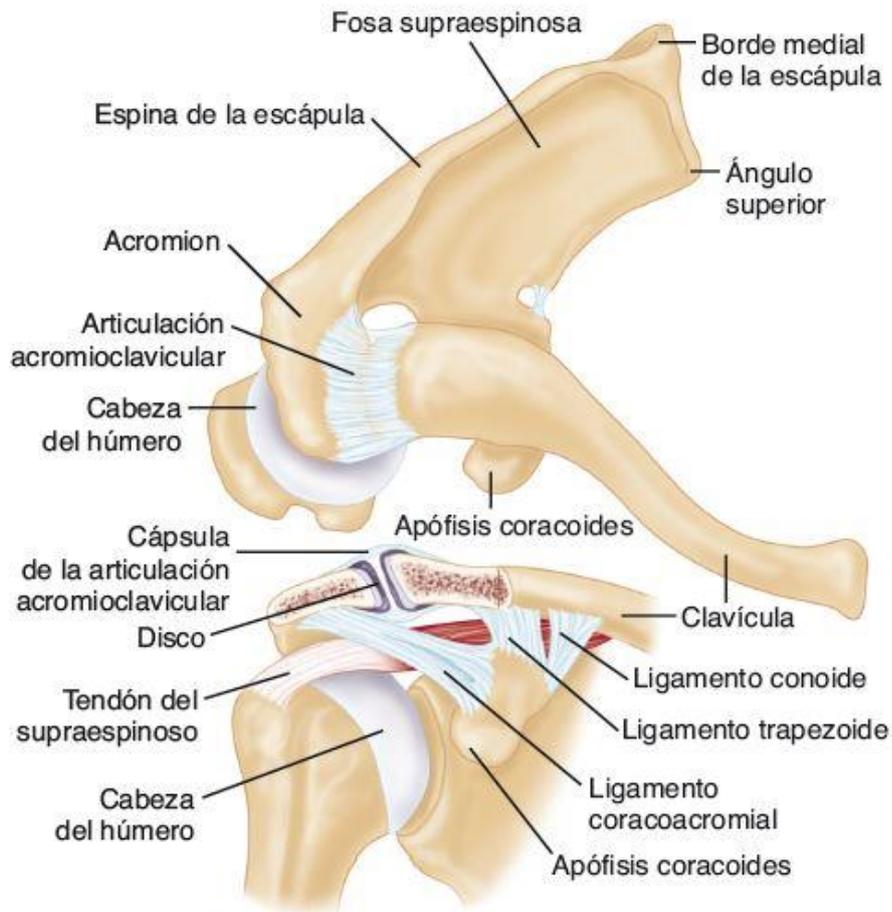


Figura 2.5 - Articulación acromioclavicular

Técnicas quirúrgicas en hombro y codo. Gerald R. Williams, M.D. Matthew. L. Ramsey, M.D. Sam W. Wiesel, M.D.

Los encargados de controlar la estabilidad del conjunto son los ligamentos acromioclaviculares para la articulación acromioclavicular y los ligamentos coracoclaviculares que controlan la estabilidad vertical.

Vascularización

La arteria acromial es la encargada de la irrigación de la zona, esta deriva principalmente de la arteria acromial, la cual es parte de la arteria deltoidea del tronco toracoacromial. Ésta arteria proviene del tronco toracoacromial, el cual está situado por delante de la fascia clavipectoral, y la atraviesa para irrigar la articulación.

Inervación

La inervación de la articulación procede de los nervios pectoral lateral, axilar y supraescapular.

2.1.4 LIGAMENTOS DEL HOMBRO: ANATOMÍA CAPSULOLIGAMENTOSA Y DEL RODETE GLENOIDEO

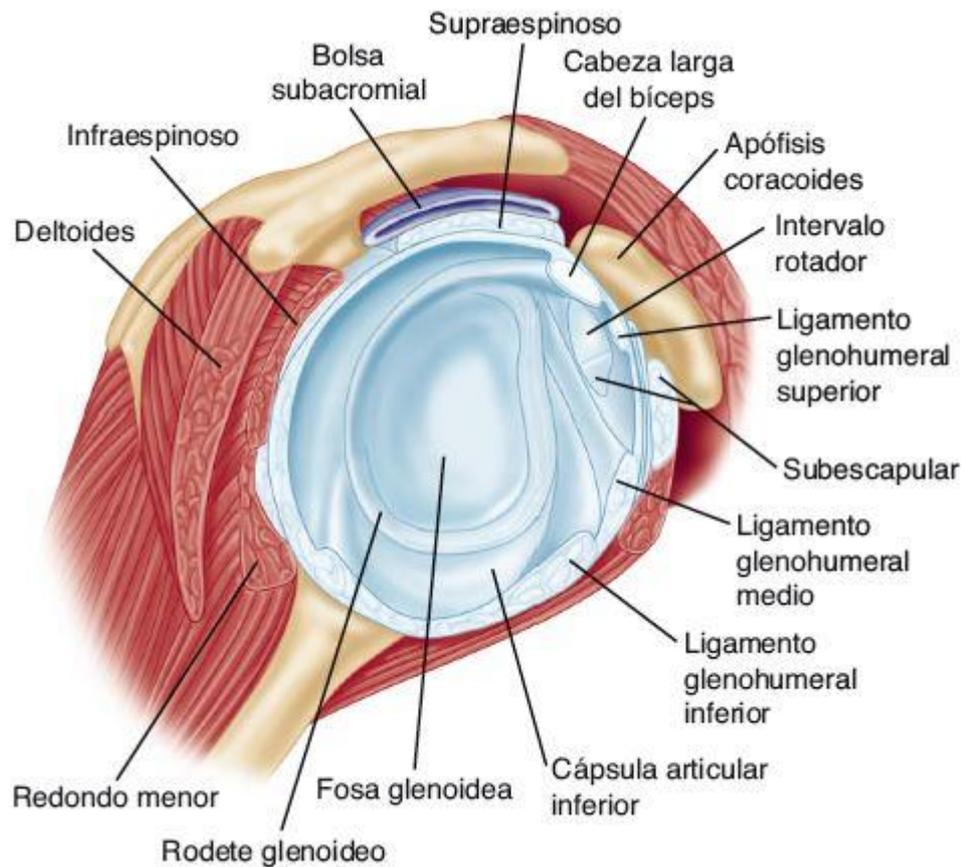


Figura 2.6 – Ligamentos del hombro

Técnicas quirúrgicas en hombro y codo. Gerald R. Williams, M.D. Matthew. L. Ramsey, M.D. Sam W. Wiesel, M.D.

En *Técnicas quirúrgicas en hombro y codo*, de los autores *Gerald R. Williams, M.D. Matthew. L. Ramsey, M.D. Sam W. Wiesel, M.D.* describen los ligamentos de la siguiente manera:

Ligamento glenohumeral superior

“Su inserción proximal se localiza cerca del origen de la porción larga del bíceps braquial. Si se dibuja sobre la glenoides (hombro derecho) la esfera de un reloj, con las 12:00 en posición superior y las 3:00 en posición anterior, el origen del ligamento glenohumeral superior correspondería a la zona comprendida entre las 12:00 y las 2:00. El ligamento glenohumeral superior se extiende hacia abajo y lateral para insertarse en el húmero, por encima de la tuberosidad menor.”

Ligamento glenohumeral medio

“Por lo general se extiende desde el cuello de la glenoides, justo inferior al origen del ligamento glenohumeral superior, y se inserta en el húmero, justo medial a la tuberosidad menor. El ligamento glenohumeral medio es el más variable de los ligamentos del hombro.”

Ligamento glenohumeral inferior

“Es el ligamento más importante para la estabilidad anteroposterior del hombro. Consta de dos bandas, anterior y posterior, con una bolsa axilar entre ambas. Con la abducción y la rotación externa, la banda anterior se despliega en abanico y la banda posterior adopta una forma de cuerda.

Del mismo modo, con la rotación interna la banda posterior se despliega en abanico y la banda anterior adopta una forma de cuerda. La banda anterior del ligamento glenohumeral inferior se origina en la zona de la glenoides entre las 2 y las 4.

Este ligamento se inserta en dos zonas, por un lado en el rodete glenoideo y por otro directamente en la cara anterior del cuello de la glenoides. La banda posterior se origina entre las 7 y las 9 de la esfera. Con el brazo pegado al tórax, tanto la banda anterior como la posterior describen un arco de 90º para insertarse en el húmero.”

Rodete glenoideo

El rodete glenoideo es el encargado de la fijación y sirve como anclaje de las estructuras capsuloligamentosas rodeando toda la periferia de la cavidad glenoidea.

Es su mayoría está constituido por un tejido conectivo fibroso denso, con una pequeña zona de transición fibrocartilaginosa a la altura de la inserción anteroinferior del reborde óseo de la glena.

El rodete tiene dos funciones principales, ya que es el encargado de aumentar toda la superficie de contacto y de esta manera soportar y repartir la carga en la cabeza del húmero.

Howell y Galinat, en Clin Orthop Relat Res. 1989 Jun. The glenoid-labral socket. A constrained articular surface mostraron que el rodete aumenta la profundidad de la cavidad glenoidea casi en un 50 %.

A su vez, Lippitt SB, Vanderhooft JE, Harris SL, Sidles JA, Harryman DT, Matsen FA demostraron en J Shoulder Elbow Surg. 1993 Jan. Epub 2009 Feb 19. Glenohumeral stability from concavity-compression: A quantitative analysis que si se extirpa el rodete disminuye un 20 % la estabilidad de la articulación frente a las cargas perpendiculares.

Para evitar una subluxación, el rodete tiene una sección triangular que le permite actuar como tope.

2.1.5 MUSCULATURA ESCAPULOTORÁCICA

Siguiendo con la descripción de *Técnicas quirúrgicas en hombro y codo* de Gerald R. Williams, M.D. Matthew. L. Ramsey, M.D. Sam W. Wiesel, M.D. los autores describen de la siguiente manera la musculatura escapulotorácica:

Trapezio

“Es el más grande y superficial de los músculos escapulotorácicos. Se origina en las apófisis espinosas de las vértebras C7 a T12 y la inserción de las fibras superiores se realiza sobre el tercio distal de la clavícula. Las fibras cervicales inferiores y torácicas superiores del trapecio tienen su inserción en el acromion y en la espina de la escápula mientras que la porción inferior del músculo se inserta en la base de la espina de la escápula.

Está inervado por el nervio espinal accesorio.

Su vascularización procede de la arteria cervical transversa.”

Romboides

“Tiene una función similar a la porción media del trapecio. El romboides menor se origina en el ligamento nuchal inferior, C7 y T1, mientras que el romboides mayor se origina de T2 a T5.

El romboides menor se inserta en el borde medial de la base de la espina de la escápula. La inserción del romboides mayor se extiende por el borde medial de la escápula, desde el final de la inserción del romboides menor hasta el ángulo inferior de la escápula.

La acción de los romboides es la aproximación de la escápula a la línea media y, debido a su dirección oblicua, también contribuyen a elevar la escápula.

Su inervación procede del nervio dorsal de la escápula (C5), que puede desprenderse del plexo braquial junto con el nervio del subclavio o junto con los ramos de C5 del nervio torácico largo.

La arteria dorsal de la escápula irriga estos músculos desde sus superficies profundas.”

Elevador de la escápula y serrato anterior

“El elevador de la escápula y el serrato anterior con frecuencia se exponen de forma conjunta debido a su estrecha relación anatómica y funcional.

El elevador de la escápula se origina en los tubérculos posteriores de las apófisis transversas de C1 a C3, y a veces C4.

Se inserta en el ángulo superior de la escápula y tiene las funciones de elevar el ángulo superior de la escápula y, junto con el serrato anterior, produce la rotación en dirección superior de la escápula.

La inervación procede de ramos profundos de C3 y C4.

El serrato anterior tiene su origen en las costillas, sobre la parte anterolateral de la caja torácica. Limita medialmente con las costillas y los músculos intercostales, y lateralmente con el espacio axilar y desplaza hacia delante la escápula y contribuye a la rotación de ésta en dirección superior. Es más activo en flexión que en abducción, porque la abducción recta necesita cierta retracción de la escápula. La falta de actividad del serrato, por lo general debida a parálisis, produce un aleteo de la escápula con la flexión anterior del brazo y pérdida de fuerza en este movimiento.

Está inervado por el nervio torácico largo (C5, C6 y C7).

La vascularización del serrato procede de la arteria torácica lateral, con una importante contribución de la arteria toracodorsal.”

Pectoral menor

“Se origina de fibras carnosas en la cara anterior de la pared torácica, en las costillas segunda a quinta, y tiene su inserción en la base de la cara medial de la apófisis coracoides.

Su función es desplazar hacia delante la escápula, si está desplazada hacia la línea media posterior, y deprimir el ángulo lateral o rotar hacia abajo la escápula si está rotada hacia arriba.

Está inervado por el nervio pectoral medial (C8 y T1).

Está irrigado por la rama pectoral de la arteria toracoacromial.”

2.1.6 MÚSCULOS GLENOHUMERALES

En cuanto a la musculatura relativa a la articulación glenohumeral *Técnicas quirúrgicas en hombro y codo*. De *Gerald R. Williams, M.D. Matthew. L. Ramsey, M.D. Sam W. Wiesel, M.D.* la describe como:

Deltoides

“Es el más grande e importante de los músculos glenohumerales, y consta de tres porciones principales: el deltoides anterior se origina en el tercio lateral de la clavícula, el tercio medio del músculo deltoides se origina en el acromion, y el deltoides posterior se origina en la espina de la escápula.

El deltoides está inervado por el nervio axilar (C5 y C6), que alcanza la parte posterior del hombro a través del espacio cuadrangular para inervar el músculo redondo menor. Las fibras nerviosas para el tercio posterior del deltoides entran en el músculo muy cerca de la salida del nervio axilar del espacio cuadrilátero, y discurren en el espesor del músculo deltoides a lo largo de los bordes medial e inferior del deltoides posterior. Los ramos del nervio axilar que inervan los dos tercios anteriores del deltoides ascienden en

dirección superior y luego discurren en dirección anterior, aproximadamente 5 cm por debajo del borde del acromion.

La irrigación del deltoides procede, en gran parte, de la arteria circunfleja humeral posterior, que viaja con el nervio axilar por el espacio cuadrangular, en la cara profunda del músculo, sin embargo también está irrigado por la rama deltoidea de la arteria toracoacromial.”

Supraespinoso

“Se encuentra en la parte superior de la escápula. Tiene su origen en la fosa supraespinosa y en la fascia que lo cubre, y se inserta en el troquíter y su inserción tendinosa es común con la del infraespinoso, que es más posterior.

Actúa en cualquier movimiento que implique elevación y ejerce su máxima fuerza alrededor de los 30º de elevación.

La inervación del supraespinoso depende del nervio supraescapular (C5 y C6). El nervio alcanza el músculo a través de la escotadura supraescapular y pasa por debajo del ligamento transversal de la escápula.

La irrigación procede de la arteria supraescapular, esta arteria discurre por encima de este ligamento.

Los vasos y nervios supraescapulares penetran en la superficie profunda del músculo.”

Infraespinoso

“Es el segundo más activo de los músculos del manguito de los rotadores. Su inserción tendinosa se continúa con la del supraespinoso en dirección anterosuperior y con la del redondo menor hacia abajo, insertándose en el troquíter.

Es uno de los dos principales músculos que participan en la rotación externa del húmero, y representa hasta un 60 % de la fuerza de rotación externa, aunque también funciona como depresor de la cabeza del húmero. Incluso en ausencia de contracción, es un importante estabilizador que evita la subluxación posterior.

Está inervado por el nervio supraescapular.

Su irrigación procede de dos grandes ramas de la arteria supraescapular.”

Redondo menor

“Es uno de los pocos rotadores externos del húmero. Proporciona hasta el 45 % de la fuerza de rotación externa y es importante en el control de la estabilidad en dirección anterior.

Se encuentra inervado por el ramo posterior del nervio axilar (C5 y C6).

La vascularización depende de varios vasos de la zona, en especial de la arteria circunfleja escapular y de la arteria circunfleja humeral posterior.”

Subescapular

“Forma la porción anterior del manguito de los rotadores. Se origina en la fosa subescapular, que abarca la mayor parte de la superficie anterior de la escápula.

Su porción superior (60 %) se inserta mediante un tendón cartilaginoso en la tuberosidad menor del húmero, mientras que su porción inferior (40 %) presenta una inserción carnosa en el húmero, por debajo de la tuberosidad menor, envolviendo la cabeza y el cuello.

Funciona como rotador interno y estabilizador pasivo frente a la subluxación anterior. Sus fibras más inferiores desplazan en dirección inferior la cabeza del húmero.

La inervación general tiene dos orígenes: nervios subescapulares superior (C5) e inferior (C5 y C6). Los nervios subescapulares superiores por lo general proceden del fascículo posterior del plexo braquial.

La irrigación procede de las arterias axilar y subescapular.”

Redondo mayor

“Tiene su origen en la superficie posterior de la escápula, a lo largo de la porción inferior de su borde lateral. Está formado por fibras carnosas y se inserta mediante un tendón común con el músculo dorsal ancho en el húmero, a lo largo del borde medial de la corredera bicipital.

En su trayecto, tanto el músculo dorsal ancho como el redondo mayor describen un giro en espiral de 180°, por lo que la superficie del músculo que inicialmente es posterior se continúa con las fibras anteriores de la superficie del tendón.

Su función es de rotación interna, aducción y extensión del brazo.

La inervación la proporciona el nervio subescapular inferior (C5 y C6).

La irrigación proviene de la arteria subescapular.”

Coracobraquial

“Se origina en la apófisis coracoides, junto con y medial a la cabeza corta del bíceps, y se inserta en la superficie anteromedial de la porción media del húmero.

Su acción es de flexión y aducción de la articulación glenohumeral.

La inervación procede de pequeños ramos del fascículo lateral del plexo braquial y del nervio musculocutáneo.

Debe protegerse durante ciertos tipos de reparaciones, pues la entrada del grueso nervio musculocutáneo en el vientre muscular puede estar situada tan proximal como a

1,5 cm desde la punta de la coracoides hasta un punto situado hasta 7 cm a 8 cm de la coracoides.

En general el principal aporte sanguíneo procede de la arteria axilar.”

En la Figura 2.7 se muestra una representación de la musculatura de la articulación.

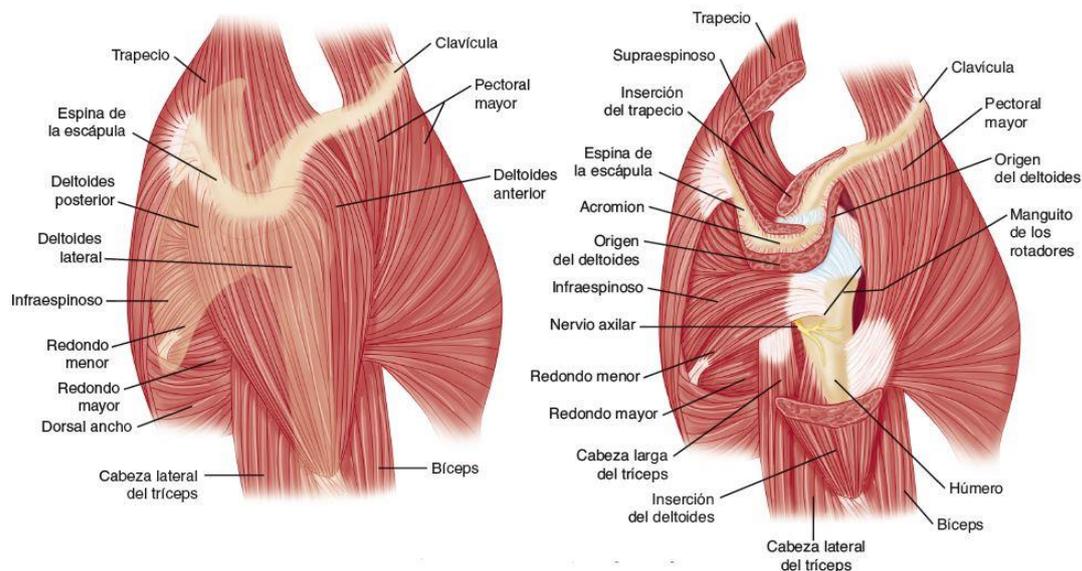


Figura 2.7 - Músculos glenohumerales

Técnicas quirúrgicas en hombro y codo. Gerald R. Williams, M.D. Matthew. L. Ramsey, M.D. Sam W. Wiesel, M.D.

2.1.7 MÚSCULOS POLIARTICULARES

Respecto a la musculatura poliarticular *Técnicas quirúrgicas en hombro y codo*. De Gerald R. Williams, M.D. Matthew. L. Ramsey, M.D. Sam W. Wiesel, M.D. la describe como:

Pectoral mayor

“Se compone de tres partes: la porción superior se origina entre la mitad y los dos tercios mediales de la clavícula, y se inserta a lo largo del borde lateral de la corredera bicipital. La porción media tiene su origen en el manubrio y en los dos tercios superiores del cuerpo del esternón, y en las costillas segunda a cuarta.

Se inserta directamente por detrás de la porción clavicular y sus fibras mantienen una disposición paralela. La porción inferior del pectoral mayor se origina en la parte distal del cuerpo del esternón, las costillas quinta y sexta, y la fascia del músculo oblicuo externo.

En cuanto a las funciones del pectoral mayor la porción clavicular tiene una cierta participación en la flexión, junto con la porción anterior del deltoides, mientras que las fibras más bajas son antagónicas. Interviene en la rotación interna contra resistencia, y extiende el hombro desde la flexión hasta la posición neutra. Es un potente aductor de la articulación glenohumeral.

La inervación procede de dos fuentes: el nervio pectoral lateral (C5, C6 y C7) inerva la porción clavicular del músculo y a través de un bucle desde el nervio pectoral lateral al nervio pectoral medial, llegan fibras de C7 hacia la porción esternal superior.

El principal aporte sanguíneo deriva de dos fuentes: la rama deltoidea de la arteria toracoacromial irriga la porción clavicular, y la arteria pectoral irriga la porción esternocostal del músculo.”

Dorsal ancho

“Se origina de una amplia aponeurosis en las apófisis espinosas de T7 a L5, en una porción del sacro y en la cresta ilíaca. Envuelve al músculo redondo mayor y se inserta en la cresta medial y el suelo de la corredera bicipital, o surco intertubercular.

Sus acciones son la rotación interna y la aducción del húmero, la extensión del hombro y, de forma indirecta al traccionar del húmero, la rotación de la escápula hacia abajo.

Su inervación es a través del nervio toracodorsal (C6 y C7).

Su principal irrigación procede de la arteria toracodorsal.”

Bíceps braquial

“El músculo bíceps tiene dos orígenes en el hombro: la cabeza larga se origina en la tuberosidad bicipital en el borde superior de la cavidad glenoidea mientras que la cabeza corta se origina en la porción lateral de la punta de la coracoides.

Tiene dos inserciones tendinosas distales: la inserción lateral en la parte posterior de la tuberosidad del radio y la inserción medial mediante una aponeurosis (lacertus fibrosus o aponeurosis bicipital), que se extiende en dirección medial y se inserta en la fascia profunda de los músculos de la cara volar del antebrazo. La rotura del tendón de la cabeza larga se manifiesta, principalmente, como una pérdida de la fuerza de supinación (20 %) y como una pérdida menor (8 %) de la fuerza de flexión del codo.

La acción del bíceps es la flexión del codo y la supinación del antebrazo. Principalmente es sobre el codo más que sobre el hombro.

La inervación la proporcionan ramos del nervio musculocutáneo (C5 y C6).

La irrigación procede de una única rama principal, la arteria bicipital, procedente de la arteria braquial (35 %), de varias arterias pequeñas (40 %) o de una combinación de estos dos tipos.”

Tríceps braquial

“La cabeza larga se origina en el tubérculo infraglenoideo.

La acción principal del músculo es la extensión en el codo.

La inervación la proporciona el nervio radial, procedente de las raíces C6 a C8.

Su vascularización procede, principalmente, de la arteria braquial profunda del brazo y de la arteria colateral cubital superior.”

2.1.8 PLEXO BRAQUIAL

Como se muestra en la Figura 2.8 el plexo braquial está formado por la red de raíces nerviosas C5, C6, C7, C8 y T1, distribuidas desde la espina dorsal hasta el extremo de las extremidades. El plexo es ayudado por C4 y T1.

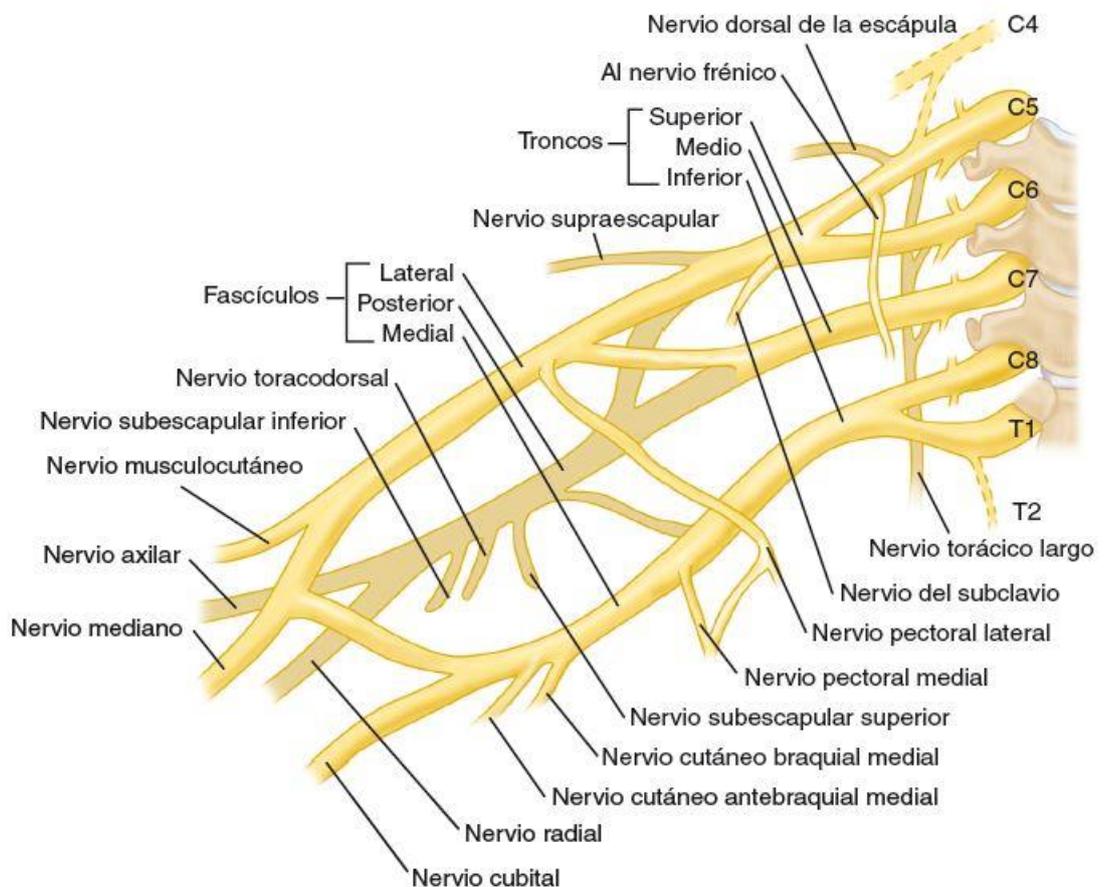


Figura 2.8 - Plexo braquial

Técnicas quirúrgicas en hombro y codo. Gerald R. Williams, M.D. Matthew. L. Ramsey, M.D. Sam W. Wiesel, M.D.

Troncos, divisiones y fascículos

Como narra *Técnicas quirúrgicas en hombro y codo*. De Gerald R. Williams, M.D. Matthew. L. Ramsey, M.D. Sam W. Wiesel, M.D. sobre los troncos, divisiones, fascículos y ramos terminales:

“Las raíces se combinan para formar los troncos: C5 y C6 forman el tronco superior, C7 forma el tronco medio, y C8 y T1 forman el tronco inferior.

A continuación, los troncos se separan en divisiones anteriores y posteriores.

Las divisiones posteriores se combinan para formar el fascículo posterior, la división anterior del tronco inferior forma el fascículo medial, y la división anterior de los troncos superior y medio forma el fascículo lateral.

De estos fascículos se desprende un gran número de nervios terminales del plexo braquial, y las raíces procedentes de los fascículos lateral y medial se unen para formar el nervio mediano.

El plexo braquial abandona la columna cervical y se extiende hacia el brazo a través del intervalo entre los músculos escaleno anterior y escaleno medio.

La arteria subclavia sigue el mismo trayecto. El plexo se divide en fascículos bajo la clavícula o inmediatamente antes.

Una vez que los fascículos entran en la axila, se sitúan en estrecha relación con la arteria axilar y adquieren una posición con respecto a la arteria, tal como indican sus nombres: lateral, posterior y medial.”

Ramos terminales

“El plexo da algunos ramos terminales por encima de la clavícula.

El nervio dorsal de la escápula procede de C5, con algunas fibras de C4, y atraviesa los músculos escaleno medio y elevador de la escápula, contribuyendo a veces con fibras de C4 para el elevador de la escápula, además acompaña a la rama profunda de la arteria cervical transversa o arteria dorsal de la escápula en la cara profunda de los músculos romboides, y los inerva.

Las raicillas nerviosas procedentes de C5, C6 y C7 se unen inmediatamente adyacentes a los agujeros intravertebrales para formar el nervio torácico largo, que en seguida pasa entre los músculos escalenos medio y posterior o atraviesa el escaleno medio.

El siguiente nervio proximal es el nervio supraescapular el cual se origina en la cara superolateral del tronco superior, poco después de su formación en el punto de Erb.

El fascículo lateral generalmente contiene fibras de C5, C6 y C7, y emite tres ramos terminales: nervio musculocutáneo, nervio pectoral lateral y raíz lateral del nervio mediano.

El fascículo posterior proporciona la mayor parte de la inervación de los músculos del hombro, en este orden: subescapular superior, toracodorsal, subescapular inferior, axilar y radial.

El fascículo medial tiene cinco ramos, en el siguiente orden: nervio pectoral medial, nervio cutáneo braquial medial, nervio cutáneo antebraquial medial, raíz medial del nervio mediano y nervio cubital.”

2.1.9 ARTERIAS

En cuanto a las arterias encargadas de llevar la sangre a la articulación del hombro, en el libro *Técnicas quirúrgicas en hombro y codo*. De Gerald R. Williams, M.D. Matthew. L. Ramsey, M.D. Sam W. Wiesel, M.D. describe lo siguiente:

Arteria subclavia

“La irrigación del miembro comienza en la arteria subclavia, que termina en el borde lateral de la primera costilla. Se divide en tres partes en relación con la inserción del músculo escaleno anterior. La arteria vertebral se origina en la primera porción, y los troncos costocervical y tirocervical en la segunda porción. En la tercera porción de la arteria subclavia generalmente no se origina ninguna rama.

Las dos arterias que pueden encontrarse con más frecuencia durante la cirugía del hombro son la cervical transversa y la supraescapular las cuales proceden del tronco tirocervical en el 70 % de las disecciones.

En los restantes casos, tienen un origen directo en la arteria subclavia, juntas o por separado.”

Arteria axilar

“Es la continuación de la arteria subclavia. Comienza en el borde lateral de la primera costilla y continúa hasta el borde inferior del dorsal ancho, para pasar a denominarse arteria braquial a partir de este punto.

Tradicionalmente se divide en tres porciones: La primera porción se sitúa por encima del borde superior del pectoral menor. La segunda porción es profunda al músculo pectoral menor. La tercera porción es distal al borde lateral del pectoral menor.

El número habitual de ramas en cada una de estas tres porciones coincide con el nombre de la porción: una rama en la primera, de la que se desprende la arteria torácica superior, dos en la segunda, la arteria toracoacromial y la arteria torácica lateral y tres en la tercera: la rama más grande de la arteria axilar es la arteria subescapular, la siguiente rama es la arteria circunfleja humeral posterior, y la tercera rama es la arteria circunfleja humeral anterior. La arteria circunfleja humeral anterior es una importante referencia anatómica quirúrgica, debido a que se extiende en dirección lateral en el borde inferior del tendón del subescapular, y señala el límite entre la porción tendinosa superior del músculo subescapular y la inserción muscular inferior.”

2.1.10 VENAS

Vena axilar

Nace como extensión de la vena basílica. Esta transición se produce en el borde inferior del dorsal ancho, prosigue su recorrido por el borde lateral de la primera costilla, y se convierte finalmente en la vena subclavia.

Vena cefálica

Esta vena es la que está más próxima a la superficie del brazo que se encuentra por debajo de la fascia profunda después de alcanzar el surco deltopectoral, y atraviesa la fascia clavipectoral para desembocar en la vena axilar.

2.2 FRACTURA PROXIMAL DE HÚMERO

2.2.1 INTRODUCCIÓN

Como se define en *Fracturas del extremo proximal del húmero: epidemiología, diagnóstico, tratamiento y complicaciones* de E. C. Rodríguez-Merchán, las fracturas de la extremidad proximal del húmero representan un 5% del total de las roturas óseas del cuerpo humano y corresponden al 45 % de todas las fracturas humerales⁵.

Ocurren sobre todo en las mujeres que sufren osteoporosis postmenopáusicas. En dicha población, el 75% de las fracturas humerales tiene lugar en el extremo proximal del hueso. El 80% de dichas fracturas evolucionan bien con tratamiento no invasivo, sin embargo un 20% suelen ser desplazadas y/o inestables, y debido a ella es necesaria la intervención quirúrgica para el tratamiento.

Respecto a estas fracturas cabe destacar que pueden representar cierto riesgo, por ejemplo la necrosis vascular, el desplazamiento secundario o la pseudoartrosis⁵.

2.2.2 EPIDEMIOLOGÍA Y ETIOLOGÍA

Como prosigue explicando E. C. Rodríguez-Merchán en *Fracturas del extremo proximal del húmero: epidemiología, diagnóstico, tratamiento y complicaciones*, Kristiansen y cols⁶ :

“Se analizaron todas las fracturas del húmero proximal ocurridas en una población urbana de medio millón de habitantes durante el año 1983. En dicho estudio encontraron 565 fracturas, de las cuales el 77% ocurrió en mujeres. La frecuencia por 100.000 habitantes fue de 48 en hombres y de 142 en mujeres, con un crecimiento exponencial a partir de la quinta década de la vida. Dicho incremento se debió a una

mayor frecuencia de fracturas poco desplazadas secundarias a traumatismos moderados, es decir, a fracturas asociadas con osteoporosis.

Horak y Nilsson han calculado la incidencia de estas fracturas con respecto a la edad y el sexo ⁷. Dicha incidencia es igual que la de las fracturas del cuello femoral, con un rápido crecimiento con la edad. Dicho crecimiento es el doble de rápido en mujeres que en hombres. Sólo las fracturas con separación del troquíter se salieron del patrón mencionado. Las fracturas más desplazadas tuvieron tendencia a ocurrir de forma más tardía. Los referidos autores concluyeron que las fracturas del húmero proximal deben ser consideradas entre las más frecuentes de las relacionadas con la fragilidad ósea.

Tres cuartas partes de estas fracturas se deben a traumatismos moderados, siendo el más típico la caída desde la posición erguida, ⁶ Saitoh y Nakatsuchi analizaron la hipótesis de que el húmero proximal es más osteoporótico que el fémur proximal. Dicho análisis se realizó mediante el llamado indentation test y mediante la medición de la densidad mineral ósea de los correspondientes huesos ⁸. Se observó que la sección ósea de la base de la cabeza humeral tiene el 65% de la densidad mineral ósea de la base de la cabeza femoral. La energía requerida para un 50% de deformidad en el test de indentación en la sección de la cabeza humeral fue del 50% con respecto al de la cabeza femoral. Es decir, la demostración de que el hueso esponjoso de la cabeza humeral es más osteoporótico que el del fémur puede explicar las complicaciones del tratamiento quirúrgico de las fracturas desplazadas del cuello humeral.

McKoy y cols.⁹ han señalado que siempre hay que tenerse en cuenta la posibilidad de lesiones asociadas, especialmente las fracturas de escápula. Sin embargo, según los mencionados autores, el tratamiento conservador es el tratamiento de elección para la mayoría de las fracturas del hombro.”

2.2.3 DIAGNÓSTICO Y CLASIFICACIONES

Según *Fracturas del extremo proximal del húmero: epidemiología, diagnóstico, tratamiento y complicaciones* de. E. C. Rodríguez-Merchán:

“El diagnóstico de estas fracturas se suele hacer con tres proyecciones radiográficas básicas: anteroposterior, axial y lateral de escápula. Es muy recomendable realizar también una tomografía axial computarizada (TAC), que permitirá valorar mejor la magnitud de las lesiones de la cabeza humeral.

Una clasificación muy aceptada hoy en día es la de la Fundación AO, que busca una correlación entre el diagnóstico y el tratamiento. Dicha clasificación es numérica y anatómica. Permite la identificación del hueso y de su segmento fracturado, definir si la fractura es extra o intraarticular, y también su gravedad. En ella se utilizan dos números para expresar la localización de la fractura. Estos números van seguidos de una letra y dos números que expresan las características morfológicas de la fractura concreta¹⁰.

En la práctica se suele utilizar más la clasificación de Neer, que está basada en cuatro diferentes fragmentos anatómicos del húmero proximal fracturada¹¹. Según dicha clasificación hay fracturas de dos, tres y cuatro fragmentos.”

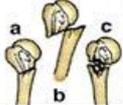
	2 partes	3 partes	4 partes	Superficie articular
Cuello anatómico				
Cuello quirúrgico				
Troquíter				
Troquín				
Fractura-luxación	Anterior 			
	Posterior 			
Con dehiscencia de la cabeza				

Figura 2.9 - Clasificación de Neer

Retrospective study (1994-1998) of the treatment of fractures of the proximal end of the humerus using percutaneous internal fixation. P. Bernáldez Domínguez, A. Prieto Álvarez, M. Cintado Avilés, B. García Benítez, P. Rodríguez Ferrol, A. Ruy-Díaz García, A. Jiménez Guardado

“Dependiendo del tipo de fractura y de la calidad del hueso del paciente las fracturas pueden ser:

- Estables, sin desplazamiento (independientemente de si el hueso tiene buena calidad o es hueso osteoporótico). Estas fracturas representan el 80% de las fracturas proximales del húmero y normalmente son tratadas con una inmovilización en cabestrillo o con un vendaje tipo Velpeau.
- Fracturas complejas con hueso de buena calidad. En ellas se debe buscar la reducción más anatómica posible. No se debe aceptar un desplazamiento de más de 1 cm o una angulación mayor de 45°. La osteosíntesis se puede llevar a cabo a cielo cerrado mediante un enclavamiento percutáneo, a cielo abierto mediante fijación interna mínima o con cualquier otro tipo de osteosíntesis, fundamentalmente en forma de clavo-placa o de clavo intramedular cerrojado. Cuanto más estable sea la osteosíntesis

menor será el riesgo de desplazamiento secundario, que de ocurrir obligará a realizar una fijación más sólida.

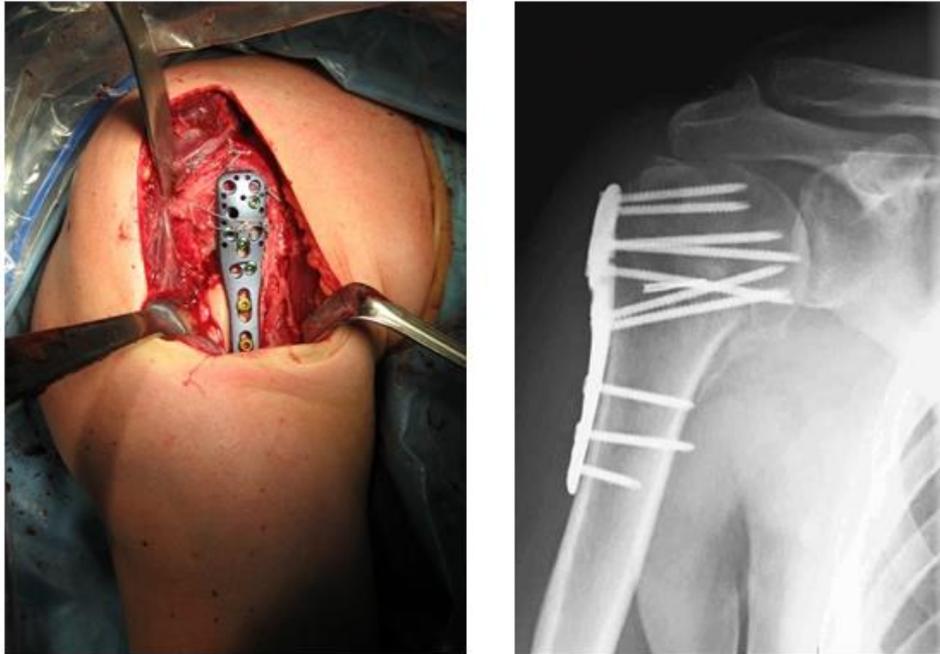


Figura 2.10 – Clavo-placa de osteosíntesis
Fracturas del extremo proximal del húmero: epidemiología, diagnóstico, tratamiento y complicaciones. E. C. Rodríguez-Merchán

- *Fracturas complejas con hueso osteoporótico. En estos casos puede llevarse a cabo la reducción a cielo cerrado seguida del enclavamiento percutáneo, o la reducción a cielo abierto seguida de una fijación interna mínima o cualquier otro tipo de fijación. El enclavamiento percutáneo puede acabar en una infección más o menos profunda. El injerto óseo, el cemento y el cerclaje de alambre deben ser tenidos en cuenta como medios de mejorar la estabilidad de la osteosíntesis.”*

CAPÍTULO 3: OBJETIVOS Y PLAN DE TRABAJO

Los objetivos de este trabajo de fin de máster se pueden resumir en los siguientes:

- Investigar y corroborar la hipótesis de que no es necesario el uso de cemento óseo en artroplastia reversa de hombro.
- Investigar acerca de la historia, de los tipos y de las características de las prótesis reversas de hombro, sobre todo los vástagos no cementados.
- Investigar acerca de la anatomía del hombro, así como de las lesiones que puede sufrir dicha articulación.
- Hacer una valoración mediante los parámetros clínicos que se utilizan actualmente para valorar la progresión y mejora de los pacientes tras ser sometidos a artroplastias reversas de hombro.
- Proponer un nuevo diseño, a nivel teórico que cubra y mejore los actuales productos que se utilizan en fractura proximal de húmero.

En cuanto al plan de trabajo, se ha dividido el contenido en 5 secciones diferentes repartidas en espacios de tiempo dispuestos a ser modificados:

- La parte de investigación y búsqueda bibliográfica será la primera sección a cubrir. En esta etapa se debe recopilar toda la información posible de artículos, libros y publicaciones en general para después redactar apartados como el de antecedentes, características de las prótesis o revisión del vástago no cementado. Este proceso está previsto que sea el más largo en el tiempo por lo que se le asignarán alrededor de un mes y medio de trabajo, desde mayo hasta mediados de junio o incluso finales del mismo.
- En una segunda parte se completarán los apartados de motivación y justificación del proyecto, así como el de objetivos y la redacción formal del plan de trabajo. Este planteamiento se debe a que es mejor esperar a haber realizado la búsqueda ya que así se tiene una mejor vista general del trabajo y se pueden ajustar más los plazos. Esta parte debería estar terminada a principios de julio.
- La tercera parte consiste en las valoraciones clínicas. Para esta etapa se pretende emplear entre 3 y 4 semanas, ya que se debe visitar el hospital de Manises para recopilar la información sobre los pacientes.
- La cuarta etapa consiste en el diseño de la prótesis de hombro. El tiempo estimado de duración de esta etapa es entre 2 y 3 semanas.
- La quinta y última etapa consiste en la maquetación del proyecto. Esta etapa puede entrelazarse entre las otras por lo que puede que aumente el desfase de tiempo respecto al plan original. Se pretende completar en 2 semanas.

Teniendo en cuenta las diferentes etapas este trabajo de fin de máster debería estar terminado a finales de agosto. Sin embargo, es posible que se dilate en el tiempo debido a los motivos mencionados, por ello se fija la fecha límite del 14 de septiembre para la entrega final.

CAPÍTULO 4: RESULTADOS

4.1 CARACTERÍSTICAS DE LAS PRÓTESIS INVERSAS DE HOMBRO

Como describe Valero Gonzalez F.S. en su artículo *Prótesis reversa de hombro*:

“A 30 años de la presentación por Paul Grammont de la prótesis reversa con un diseño funcional, el implante ha ido tomando su lugar dentro de las opciones para el tratamiento de las diversas afecciones del hombro en las que el común denominador es la ausencia o insuficiencia del manguito de los rotadores. Se trata de un implante que con los diseños actuales permite obtener resultados predecibles, con un porcentaje alto de satisfacción por parte de los pacientes a quienes se les implanta. Los resultados reportados muestran una mejoría significativa en las escalas más usadas en la evaluación de resultados en los procedimientos artroplásticos del hombro, tanto en la escala de la Asociación de Cirujanos de Hombro y Codo (ASES), la escala de la Universidad de California en los Ángeles (UCLA), la escala de Oxford (OSS) y en el caso de la escala más utilizada: la de Constant Murley, se puede esperar una mejoría de 40 puntos a partir del valor preoperatorio. El control de dolor determinado por el uso de una escala visual análoga (EVA) se ubica en todas las series en 1/10, lo que se debe considerar exitoso. La calidad del movimiento mejora sustancialmente en el área que más importa al paciente; la flexión frontal alcanzando en promedio más de 120°, las rotaciones, si bien mejoran, aún guardan relación con la lesión que dio origen a la indicación de la artroplastia. La pérdida del redondo menor por lesión o atrofia severa, permite esperar una recuperación parcial de la rotación externa. La rotación interna es dependiente de la habilidad quirúrgica del cirujano en la colocación de la glenósfera y la versión humeral, además en el tipo de implante, cuando se usan diseños lateralizados las rotaciones son más amplias, por la mejoría del fulcro.”^{13, 15, 16, 17, 18}

Si bien en los primeros reportes se llegaron a reportar hasta 50% de complicaciones en la prótesis reversa, los trabajos de los últimos siete años muestran que las complicaciones han disminuido de forma dramática, hasta mostrar el mismo porcentaje que el que se observa en el uso de la prótesis anatómica. La razón de esto se puede entender en el hecho de que la prótesis reversa se autorizó en Estados Unidos de América en 2004, lo que disparó los reportes de complicaciones en la literatura en tanto se llevaba a cabo la curva de aprendizaje de los cirujanos americanos. Esto es importante porque al igual que sucede con la prótesis anatómica, los cirujanos con bajo volumen de artroplastia por año reportan la mayoría de las complicaciones. El trabajo de Kempton et al. señala que la mayoría de las complicaciones aparecen en las primeras 40 artroplastias con prótesis reversa, si bien es un dato interesante, faltan más reportes de este tipo para apoyar esa cifra como un estándar.”^{13, 14, 15, 16, 17, 18}

Existen aún algunos puntos por aclarar que requieren de una mayor cantidad de estudios controlados para definir, primero, cuál es el mejor abordaje: el supero-lateral o el deltopectoral; segundo, el diseño medializado es superior a lateralizado o sólo es cuestión de mercado; tercero, el notching ha sido ya doblado con las técnicas de

distalización de la glenósfera, porque los diseños que mencionaban la ausencia de notching, ya han tenido reportes de hasta 15% de presentación, etc.

En definitiva, la prótesis reversa es una opción razonable y confiable para aquellos pacientes que son portadores de una artropatía por desgarro del manguito de los rotadores con o sin artritis asociada, las otras indicaciones deben de pasar por el hecho de no contar con un manguito rotador competente e íntegro. Que debido a lo novedoso del procedimiento sigue siendo dependiente su resultado final del cirujano que lleve a cabo el procedimiento.”

4.1.1 PROTOCOLO DE LA BÚSQUEDA BIBLIOGRÁFICA

Se ha realizado una revisión bibliográfica de la literatura científica disponible en inglés y castellano. La búsqueda bibliográfica se ha realizado entre mayo de 2018 y julio de 2018 empleando los herramientas de búsqueda Google Scholar, PubMed y Cochrane Database of SystematicReviews. Ésta se ha basado en la selección de aquellas que mejor describiesen las prótesis inversas de hombro y la técnica quirúrgica de interés. Las palabras clave utilizadas han sido: *prosthesis, shoulder, arthroplasty, proximal humeral fracture y uncemented*.

Todos los trabajos encontrados se han ordenado según su relevancia, teniendo en cuenta el número de citas, la revista en la se publicó y la fecha de publicación. De todas las publicaciones, se han seleccionado aproximadamente las 50 más relevantes y se han revisado los títulos y los resúmenes. De estos artículos se han tenido en cuenta todos aquellos directamente relacionados con las prótesis de hombro o la técnica quirúrgica y que proporcionasen datos sobre el diseño de las mismas o información sobre la eficacia y las indicaciones del procedimiento.

A su vez, se han descartados todos aquellos trabajos en los que no se hablase de las prótesis inversas de hombro, los que simplemente mencionan la técnica por sus beneficios pero no aportan datos relevantes sobre las características de los componentes o la seguridad y eficacia de la técnica, aquellos que son revisiones de otros trabajos ya seleccionados, y aquellos a los que no se tenía acceso por problemas de suscripción.

Tras el proceso de selección de artículos, se eligieron los trabajos científicos que encajaban con el alcance del proyecto y fueron revisados completamente.

4.1.2 RESULTADOS DE LA BÚSQUEDA BIBLIOGRÁFICA

Historia

Según cuenta el *Dr. Felipe toro Saelzer* en *Prótesis de hombro. Historia de las prótesis de hombro*:

“El primer registro de reemplazo protésico que se conoce fue diseñado y realizado por un cirujano francés, el doctor Jules E. Pean, quien en 1893 desarrolló un modelo de prótesis hecho en platino y goma.

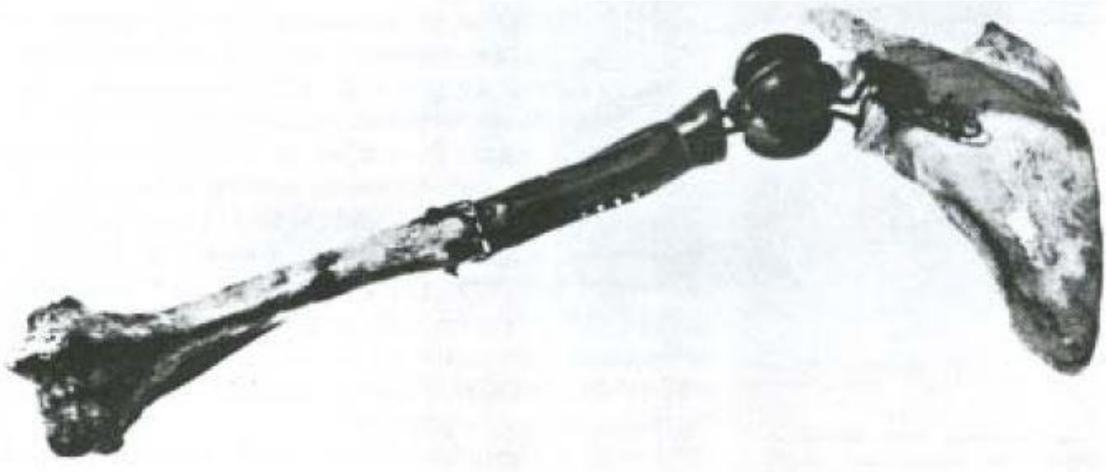


Figura 4.1 - Prótesis Total de Hombro de Péan (1893)
Prótesis de hombro. Historia de las prótesis de hombro. Dr. Felipe toro Saelzer

El Dr. Pean se vio en la necesidad de realizar esta innovadora cirugía para tratar a un paciente de treinta y siete años con una infección tuberculosa de la articulación. Se obtuvo un buen resultado, pero a los dos años debió ser retirada por persistencia de la infección.

Pasaron aproximadamente cincuenta años sin registro de nuevas cirugías protésicas de hombro, hasta que el Dr. Charles Neer, cirujano ortopédico de Nueva York (Columbia Presbyterian Hospital), decidió diseñar una prótesis para el reemplazo articular en pacientes con fracturas complejas del hombro.

Se considera la experiencia del Dr. Neer en la década de 1950 como el inicio de la era moderna en la historia de la prótesis de hombro. Desarrolló un modelo de prótesis parcial de una pieza y con tres tamaños de cabeza humeral. Con este avance se esperaba mejorar el resultado funcional de los pacientes con fracturas complejas (en cuatro partes).”

Siguiendo el artículo *Prótesis reversa de hombro* de Valero-González FS:

“De la misma manera que la mayoría de las prótesis articulares, la de hombro se concibió para el tratamiento de los procesos degenerativos de la articulación, ya sea por el proceso biológico de envejecimiento o como consecuencia de alguna enfermedad: artritis inflamatorias o lesión de origen traumático que desencadene la destrucción de la misma. Sin embargo, el hombro, debido a su peculiar arquitectura y biomecánica, está expuesto a otro mecanismo de falla que no comparte con el resto de las articulaciones: el desgarro de los tendones del manguito de los rotadores.

Podríamos decir que el desgarro del manguito de los rotadores (DMR) es la afección que más ha impulsado el estudio de la mecánica articular del hombro, estableciendo que la estabilidad y por ende el funcionamiento articular, depende de que la cabeza humeral se mantenga en contacto con la cavidad glenoidea a lo largo de la excursión de los movimientos del hombro; no es difícil de entender que cualquier afección de las

estructuras responsables de mantener la cabeza humeral en su lugar —el manguito de los rotadores— conlleva a la falla articular y por tanto al desgaste de la misma.^{20, 21} A esta enfermedad, resultado del desgarro del manguito de los rotadores, Neer la denominó artropatía por desgarro del manguito e los rotadores (ADMR).²¹ Existen dos clasificaciones acerca de esta entidad, la primera establecida por el Dr. Hamada,²² la cual es una clasificación radiológica y que tiene el mérito de ser la primera y por tanto la más empleada; sin embargo, como muchas clasificaciones radiológicas, sólo se trata de una clasificación descriptiva, que identifica en cinco grados el deterioro progresivo de la articulación glenohumeral y por tanto no es útil para establecer un plan terapéutico. La segunda clasificación la realizó el Dr. Ludwig Seebauer.²⁰ Ésta tiene la cualidad de ser producto del análisis del comportamiento de la enfermedad y de las repercusiones que sobre la mecánica articular tiene el desgarro del manguito de los rotadores, de este modo, Seebauer incorpora el centraje de la cabeza humeral y la estabilidad a su clasificación, obteniendo cuatro variantes y a partir de ellas se pueda establecer el tratamiento y el pronóstico.²³

Las opciones protésicas del tratamiento de la ADMR en sus etapas avanzadas se limitaron al uso de hemiartróplastia con el empleo de cabezas grandes que se apoyaran en la glenoides y el acromion para permitir devolver el movimiento al hombro sin que los resultados fueran consistentes, lo que llevó a partir de los años 70 a los cirujanos a pensar en un concepto diferente en el diseño de la artroplastía del hombro, un diseño en el que se invirtieran los papeles de la anatomía normal. De esta forma, aparecen los diseños de Neer (Mark III), Leeds, Kessel, Liverpool, Stanmore, Mac Nab, DANA, Tri-esférica, etc., diseños que se abandonaron por sus pésimos resultados.^{24, 25}

En 1985, el Profesor Paul Grammont presentó su concepto de medialización y descenso del centro de rotación de la articulación, concepto que resultó en el punto medular para los resultados positivos de su diseño y que además cambió los conceptos de la artroplastía de hombro. En 1987 presentó los resultados de su diseño inicial de la prótesis reversa consistente en una glenósfera cementada y un componente humeral de polietileno. Con este constructo se obtuvo la ausencia de dolor en todos los participantes y rangos de flexión frontal por arriba de los 100° en la mayoría, salvo en tres casos en que lograron menos de 60°.^{26, 27} Estos resultados llevaron al rediseño del implante y en 1991 se presentó el nuevo diseño denominado como DELTA I y que se caracterizaba por un tallo humeral monoblock, con una copa estándar, una metaglena fijada por un poste central y dos tornillos divergentes a la glenoides y la glenosfera con fijación periférica a la metaglena; esta última característica presentó complicaciones, por lo que se rediseñó cambiando por una fijación con un cono Morse en la segunda generación. Por último, en 1994 se presentó el diseño final: la DELTA III (Delta CTA™. De Puy, Warsaw, Indiana, EUA), con las características de tener un vástago humeral modular cementado, una metáfisis atornillada al vástago y con un ángulo cuello-vástago de 155°, como muestra la primera imagen de la figura 4.2, fijación de la metaglena con cuatro tornillos, dos de los cuales son divergentes y la glenosfera con fijación atornillada a la metaglena.^{24, 25, 27} Este diseño llegó a los Estados Unidos en 2004 y a México en 2007. En 2006 se presentó la última versión de este implante que

presenta ahora dos opciones: la opción para ADMR que tiene el componente humeral no cementado modular, como muestran las imágenes segunda y tercera de la figura 4.2, con metaglena de base curva y tornillos poliaxiales y la opción para fracturas con el componente humeral *monoblock*.



**Figura 4.2 - Delta III/CTA (De Puy) – Delta Xtend (De Puy) - Delta Xtend (De Puy)
Prótesis reversa de hombro. Valero-González FS**

En 2004, el Dr. Mark Frankle presentó su diseño en el que no se cumplen con los principios de Grammont, el centro de rotación se encuentra más cercano al anatómico que en la DELTA, además el ángulo cuello-vástago es de 135°. ²⁸ A partir de ese momento se han desarrollado diferentes diseños de prótesis reversa. La mayoría de ellos siguiendo los conceptos de Grammont o adaptándolos a sus diseños.”

Biomecánica de la prótesis inversa de hombro

Valero-González FS comenta en su artículo Prótesis reversa de hombro:

“La prótesis reversa surge como la respuesta a la artropatía por desgarro del manguito de los rotadores. Es, por tanto, la primera indicación, existiendo seguimientos hasta de 15 años en la literatura. La segunda indicación formal de la prótesis reversa son las secuelas de fracturas y la tercera la artroplastia de revisión. Con la revisión de los resultados del implante en la ADMR, se fueron estableciendo indicaciones relativas como las fracturas agudas del extremo proximal de húmero en el adulto, la pseudoartrosis de las fracturas del cuello del húmero, la necrosis avascular, tumores, etc.”

Según describe la autora *Laura Rodríguez González* en *Fisioterapia en prótesis invertida de hombro*:

“La prótesis delta de Grammont³⁰ al final de los 80, tenía un centro medializado de rotación para mejorar la biomecánica del músculo deltoides restaurando la longitud y aumentando el brazo de palanca.”

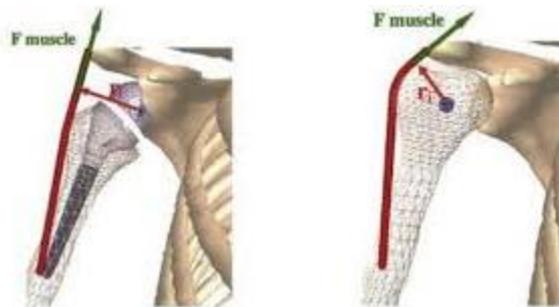


Figura 4.3 - Consecuencia de la medialización del centro de rotación para el músculo deltoides
Fisioterapia en prótesis invertida de hombro: Revisión bibliográfica. *Laura Rodríguez González*

Es un sistema basado en cuatro principios fundamentales con los que se compensa la ausencia del manguito de los rotadores:

- *La medialización del centro de rotación articular permite al deltoides, desde su posición lateral, aumentar su brazo de palanca y mejorarla.*³¹
- *El modelo protésico debe tener un diseño estable, en todo el arco de movilidad del hombro.*³²
- *El brazo de palanca del músculo deltoides tiene que ser eficaz desde el inicio del movimiento.*³³
- *El componente glenoideo debe ser grande y el componente humeral pequeño para que sea una articulación semiconstreñida.*³⁴

*El músculo deltoides desempeña un papel importante; al compensar la deficiencia del manguito rotador mediante la creación de un centro de rotación estable en la glenoides que permite los movimientos de abducción y flexión del hombro. El diseño potencia la función del deltoides, desplazando el centro de rotación medial y distalmente, así aumenta la fuerza del deltoides y disminuye la fuerza de torsión sobre la glenoides. Pero existía un grado de inestabilidad.*³⁶

Grammont ³⁰ diseñó una hemiesfera grande en el lado glenoideo para que el centro de rotación estuviera en la interfase hueso-implante. Los componentes de la prótesis eran cementados.

El implante se rediseñó y se aplicó una fijación no cementada, para generar una articulación estable. ³⁰ Este sistema se centró en 4 principios fundamentales ³⁰⁻³⁴ nombrados previamente, necesarios para proporcionar estabilidad y para compensar la ausencia del manguito rotador mediante el deltoides, ya comentados en apartados anteriores. ³⁵

Este implante se rediseñó como Delta Xtend en 2007, disminuyendo complicaciones como notching escapular y facilitando la inserción correcta del implante. El notching consiste en la erosión del hueso postero-inferior del cuello de la escápula debido al contacto del componente humeral del implante durante la aducción de hombro. Este diseño estaba formado por una hemiesfera grande y sin cuello y una copa humeral pequeña con un ángulo de inclinación no anatómica de 155°, que cubría menos de la mitad de la glenosfera. El centro de rotación del hombro se medializaba y situaba en el hueso glenoideo; con lo que se reducía el aflojamiento de los componentes. ²⁹

Al evaluar en un estudio los factores de estabilidad de un hombro con prótesis invertida; la fuerza de compresión neta que actúa sobre la glenohumeral, es el elemento más importante de la estabilidad de este tipo de implantes. ³⁷

Actualmente los diseños que se basan en los principios de Grammont ³⁰ obtienen buenos resultados. Sin embargo, la principal limitación aparece en la rotación externa y la aparición de notching glenoideo, que los nuevos diseños intentan suplir, mediante el descenso del componente glenoideo. ²⁹

La prótesis invertida de hombro aumenta la movilidad del hombro y permite hacer actividades de la vida diaria sin ninguna limitación funcional. Mejora el rango de movimiento activo en flexión, abducción y aducción. ³⁸

La artroplastia de hombro consigue mayor grado de movilidad que la prótesis invertida de hombro, pero es necesario que el manguito de los rotadores esté íntegro ³⁹. Pero, al realizar un estudio comparativo biomecánico, valorando los movimientos de rehabilitación a diferentes cargas, en pacientes con prótesis total de hombro y prótesis invertida, se ha observado que esta última, cuando la articulación escapulotorácica es funcional, consigue un balance articular completo del hombro. ⁴⁰

La abducción implica el reclutamiento de fibras anteriores y posteriores del deltoides, supliendo las fibras ausentes del manguito rotador. ²⁹

En las prótesis invertidas de hombro es importante conocer las indicaciones y contraindicaciones, valorar la edad del paciente, la calidad funcional, evaluar el estado del manguito de los rotadores y particularmente valorar el estado anatómico y funcional de la articulación. ²⁹”

4.2 REVISIÓN DEL USO DEL VÁSTAGO NO CEMENTADO

4.2.1 QUÉ SON

Como se ha explicado anteriormente en las prótesis inversas se invierte la relación normal entre los componentes escapular y humeral, moviendo el centro de rotación de la articulación escapulohumeral medialmente e inferiormente. Al hacer esto, aumenta el brazo de la palanca del deltoides, así como la tensión del deltoides, lo que permite que los músculos del grupo del deltoides compensen la deficiencia del manguito rotador.

Los vástagos no cementados son aquellos que, debido a su diseño, materiales de fabricación y recubrimientos no es necesario el uso de cemento óseo en su implantación, ya que tendrán una osteointegración correcta gracias a las características mencionadas.

En ocasiones, los vástagos no cementados se comercializan en sistemas modulares, es decir, que pueden separarse en diferentes partes. Esto es beneficioso en caso de ser necesaria una cirugía de revisión, ya que si la parte distal del vástago y la porción del húmero donde se sustenta se encuentran en buenas condiciones se puede sustituir tan solo la parte proximal del mismo y de esta forma reducir la pérdida ósea que supone una cirugía de revisión completa.

4.2.2 CARACTERÍSTICAS DE DISEÑO

Las características más relevantes de este tipo de vástagos son las siguientes:

- Diseño de vástago estriado, posicionado en versión anatómica para una óptima fijación con ajuste a *pressfit*.⁴²
- Normalmente están fabricados de una aleación de titanio recubierta con hidroxiapatita (HA) para aplicación sin cemento.⁴³ Sin embargo hay alternativas para personas a las que por motivos alérgicos no se les puedan implantar componentes de titanio.
- Posicionado a retroversión de 0-10º para una mayor rotación interna.⁴⁴
- Opciones centradas y excéntricas que se adaptan a la anatomía y optimizan la fijación con ajuste a presión.
- Ángulo del eje del cuello de 155º para una estabilidad óptima de la articulación.⁴⁵
- Dimensiones reducidas para la preservación del hueso.

Los ángulos de retroversión y ángulo del eje del cuello pueden variar ligeramente ya que cada fabricante puede modificar estas características. Sin embargo, los valores que adoptan son muy cercanos a los indicados en las características.

4.2.3 PROTESIS DISPONIBLES COMERCIALMENTE

A pesar de que la prótesis de hombro está por detrás en número de implantaciones respecto a la de cadera o rodilla, en la actualidad existen un gran número de compañías que las fabrican y distribuyen.

Entre las grandes marcas fabricantes se pueden encontrar prótesis de hombro inversas no cementadas como las siguientes:

- EQUINOE REVERSE de Exactech.
- REUNION RSA de Stryker.
- DELTA XTEND de DePuy Synthes.
- REVERSE y SMR REVERSE HP de Lima Corporate.
- COMPREHENSIVE de Biomet.
- AEQUALIS ASCEND FLEX y AEQUALIS REVERSED II de Tornier.
- SCULTURA II REVERSE de Euros.
- UNIC REVERSE y UNIC TRAUMA de Evolutis.
- HUMELock REVERSE y HUMERIS de Fx Solutions.
- INVERSE/REVERSE SHOULDER y TRABECULAR METAL de Zimmer.

4.2.4 TÉCNICA QUIRÚRGICA: ARTROPLASTIA INVERSA DE HOMBRO

Esta técnica quirúrgica está basada en el artículo *Artroplastia reversa de hombro. Indicaciones y técnica quirúrgica* de Sebastián E. Valbuena, Ignacio Seré, Enrique E Pereira y Philippe Valenti.

Como se ha descrito anteriormente esta técnica quirúrgica está regida por ciertas indicaciones. Algunas de ellas absolutas y otras relativas:

Indicaciones

Las indicaciones absolutas que se describen en el artículo *Artroplastia reversa de hombro. Indicaciones y técnica quirúrgica* de Sebastián E. Valbuena, Ignacio Seré, Enrique E Pereira y Philippe Valenti son:

- *“Artrrosis glenohumeral excéntrica grados 4 y 5 de la clasificación de Hamada y cols (Grado 3 más disminución del espacio glenohumeral o colapso de la cabeza humeral, estadio final de la artropatía secundaria a rotura del manguito de los rotadores.*
- *Artrrosis glenohumeral primaria o postraumática asociada con rotura masiva del manguito rotador no reparable.*
- *Hombro seudoparalítico secundario a rotura masiva no reparable del manguito de los rotadores, con elevación anterior activa de hombro inferior a 60º, en pacientes mayores de 65 años que no mejoran luego de un exhaustivo tratamiento de rehabilitación durante un mínimo de 6 meses. En personas jóvenes, ante la imposibilidad de reparación del manguito con colgajos musculares, o en quienes conservan la elevación activa es preferible la colocación de una hemiarthroplastia (componente humeral).*

- *Hombro seudoparalítico secundario a la realización de una acromioplastia más sección del ligamento coracoacromial en pacientes con rotura completa del manguito de los rotadores.*⁵¹
- *Revisión de una artroplastia de hombro asociada con roturas del manguito.*
- *Resección oncológica de tumores de húmero proximal que incluyan el manguito de los rotadores y sean no reconstruibles con aloinjerto óseo y transferencias tendinosas.”*

“Indicaciones relativas:

- *Artrosis glenohumeral secundaria a artritis reumatoide: la afección del manguito de los rotadores o su posible lesión en el futuro contraindicarían la colocación de una prótesis glenohumeral anatómica. El problema que se plantea en este tipo de pacientes es la calidad ósea de la glena, que condiciona la fijación del componente glenoideo. La alternativa terapéutica a la PGHR sería una artroplastia del componente humeral.*
- *Fracturas del extremo proximal del húmero en pacientes mayores de 75 años.”*

Anestesia

Para la anestesia es común realizar la cirugía con anestesia general, administrada mediante un catéter interescalénico, ya que este sistema proporciona analgesia tras la operación para aproximadamente 48 horas

Posicionamiento

La posición que se suele utilizar es la llamada “posición de silla de playa”, en la cual el paciente se encuentra sentado pero con un grado de inclinación como el que muestra la figura 4.4. La extremidad superior que se va a intervenir queda libre, solo sujeta a un brazo móvil que permite al equipo quirúrgico su retropulsión y abducción.



Figura 4.4 – Posicionamiento
Artroplastia reversa de hombro. Indicaciones y técnica quirúrgica. Sebastián E. Valbuena, Ignacio Seré, Enrique E Pereira y Philippe Valenti.

Vía de abordaje

Como prosiguen *Sebastián E. Valbuena, Ignacio Seré, Enrique E Pereira y Philippe Valenti* en *Artroplastia reversa de hombro. Indicaciones y técnica quirúrgica*:

“Se recomienda para la cirugía primaria la realización de una incisión anteroexterna siguiendo las líneas marcadas en el paciente de la figura anterior (Figura 4.4).

Esta incisión comienza a nivel de la articulación acromioclavicular y sigue el borde anterior del acromion hacia distal; se debe evitar extender más de 5 cm del borde externo del acromion para no lesionar el nervio axilar. A continuación, se desinserta en forma subperióstica el fascículo deltoideo anterior. El ligamento acromiocracóideo y la bursa subacromial se escinden por completo, visualizándose directamente la cabeza humeral.”

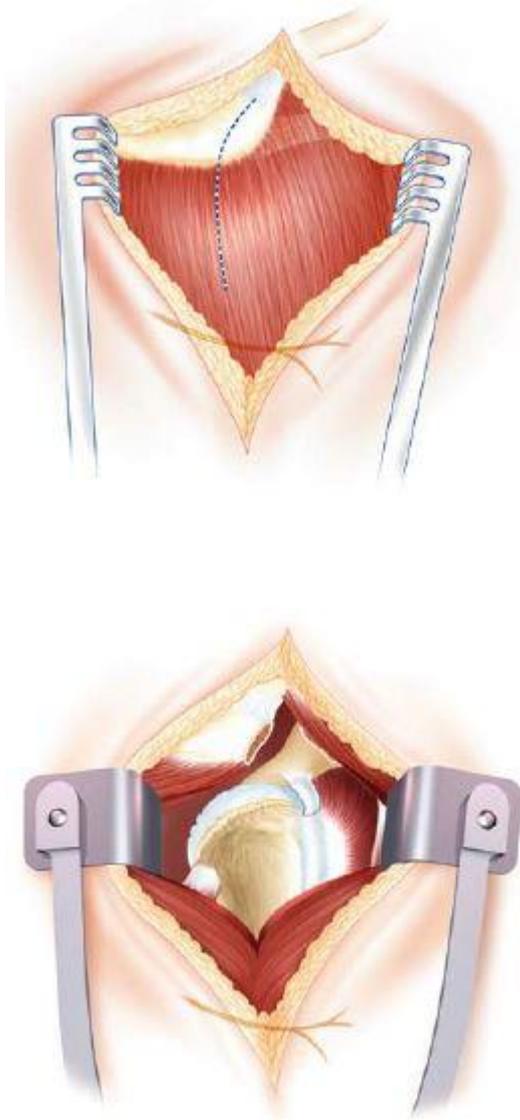


Figura 4.5 – Vía de abordaje e incisión
Artroplastia reversa de hombro. Indicaciones y técnica quirúrgica. Sebastián E. Valbuena, Ignacio Seré, Enrique E Pereira y Philippe Valenti.

“Se utiliza la vía deltopectoral en casos de cirugía previa de hombro por ese abordaje o en casos de revisiones protésicas. Esta vía tiene la ventaja de no desinsertar el deltoides, pero requiere una completa sección del tendón subescapular y ofrece un acceso y visión más limitados de la glena. La superioridad de una u otra vía no ha sido validada aún, pero parecería que las luxaciones son más frecuentes con la vía deltopectoral, debido tal vez a la sección del subescapular.⁵²”

Liberación de partes blandas

La liberación de las partes blandas se describe en *Artroplastia reversa de hombro. Indicaciones y técnica quirúrgica* de Sebastián E. Valbuena, Ignacio Seré, Enrique E Pereira y Philippe Valenti. de la siguiente forma:

“Se deben reseca con bisturí eléctrico la bursa subacromial, el ligamento coracoacromial y los residuos del manguito de los rotadores. El límite posterior para esta resección está marcado por el redondo mayor; hacia anterior es posible reseca hasta el tercio superior del subescapular, a fin de bajar y afrontar la cabeza humeral a la glena. Este detalle permitirá no sólo ser económico con los cortes óseos y evitar la colocación de una prótesis muy baja y, en consecuencia, inestable, sino también una mejor visualización de la glena. Se debe realizar una tenotomía simple y resección de la parte intraarticular del tendón del bíceps en aquellos casos en que no se lo encuentra roto.”

Osteotomía humeral

Para el trato a la hora de seccionar el húmero *Artroplastia reversa de hombro. Indicaciones y técnica quirúrgica* de Sebastián E. Valbuena, Ignacio Seré, Enrique E Pereira y Philippe Valenti aconseja lo siguiente:

“La sección ósea debe ser económica, comenzando en la unión entre el cartílago cefálico y el troquíter. La guía de corte humeral debe introducirse en el húmero por detrás del origen de la corredera bicipital para alinearse mejor a la diáfisis humeral. Una vez introducida, se coloca el tallo guía en 10º de retroversión humeral, alineándolo luego al antebrazo del paciente como se muestra en la figura 4.6. Los 10º de retroversión son necesarios para equilibrar las rotaciones y no limitar demasiado la rotación interna, que rara vez sobrepasa el nivel sacro con este tipo de prótesis.”

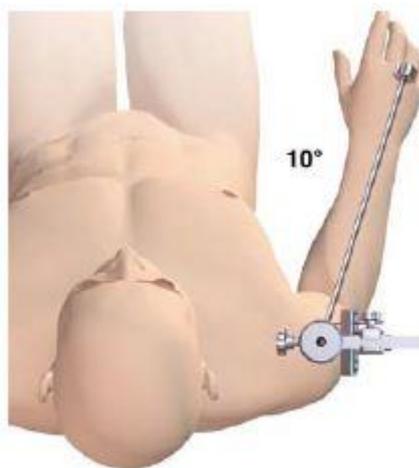


Figura 4.6 – Posicionamiento de las guías de corte
Artroplastia reversa de hombro. Indicaciones y técnica quirúrgica. Sebastián E. Valbuena, Ignacio Seré, Enrique E Pereira y Philippe Valenti.

“La osteotomía de la cabeza debe realizarse a 155º siguiendo el eje de la guía de corte y teniendo como orientación final de corte el borde inferior de la glena (figura 4.6). Se continúa con la preparación de la epífisis y la diáfisis humeral con raspas crecientes sucesivas, hasta la obtención de una sensación de frote cortical “duro”, dejando esta última raspa en el interior del húmero para su protección durante la preparación del componente glenoideo. Si en el momento de prueba hay dificultad para la reducción de

la prótesis o parece demasiado “apretada” (el omóplato bascula inmediatamente al comenzar la abducción del brazo) puede realizarse un nuevo recorte óseo humeral.”



Figura 4.7 – Corte de la cabeza humeral

Artroplastia inversa de hombro. Indicaciones y técnica quirúrgica. Sebastián E. Valbuena, Ignacio Seré, Enrique E Pereira y Philippe Valenti.

Preparación de la glena

Para preparar la glena para insertar el vástago humeral *Artroplastia inversa de hombro. Indicaciones y técnica quirúrgica* de Sebastián E. Valbuena, Ignacio Seré, Enrique E Pereira y Philippe Valenti. instruye de la siguiente manera:

“El húmero se separa hacia abajo con la ayuda de un separador de tipo Homman sobre el pilar inferior del omóplato. En la vía de abordaje anteroexterna el cirujano se encuentra delante de la glena. Se despega la cápsula articular y se la escinde por completo con bisturí eléctrico de manera circular, manteniéndose siempre en contacto con el borde de la glena (sobre todo en la parte inferior para evitar la lesión del nervio axilar). Este gesto permite apreciar la orientación y la dimensión de la glena. Se coloca un separador hacia anterior y uno hacia posterior (además del inferior), y se marcan con electrobisturí los ejes horizontal y vertical de la glena, determinando cuatro cuadrantes y el centro, esquematizado en la figura 4.8. Se coloca una clavija de Kirschner perpendicular a la glena en su centro y se pasa una mecha canulada con tope a fin de preparar el orificio central, para comenzar con el fresado. Este se realiza perpendicular a la glena retirando a la vez el cartílago y el hueso subcondral para medializar la glenoesfera (respetando así los principios biomecánicos básicos de la prótesis inversa).”

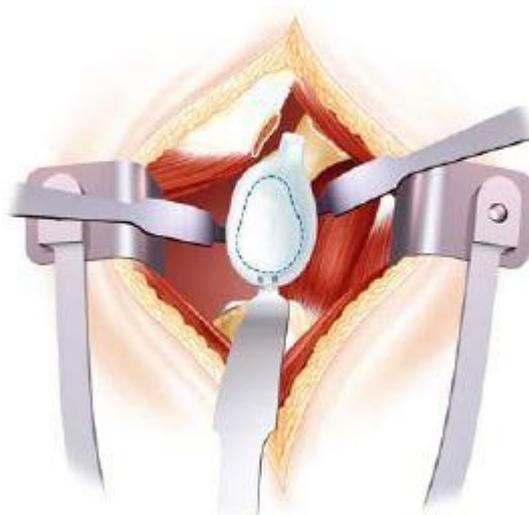


Figura 4.8 – Vista de la glena
Artroplastia reversa de hombro. Indicaciones y técnica quirúrgica. Sebastián E. Valbuena, Ignacio Seré, Enrique E Pereira y Philippe Valenti.

Colocación del componente glenoideo

Para incorporar el componente glenoideo *Artroplastia reversa de hombro. Indicaciones y técnica quirúrgica de Sebastián E. Valbuena, Ignacio Seré, Enrique E Pereira y Philippe Valenti.*detalla:

“Se posiciona el platillo metálico posterior definitivo en el orificio para el perno central y se impacta para obtener un contacto homogéneo entre el fondo recubierto de hidroxapatita y la superficie fresada de la glena. Debe implantarse perpendicular a la glena o, en su defecto, con ligera orientación inferior para evitar el conflicto entre el implante humeral y el pilar del omóplato, que llevaría al aflojamiento precoz del implante. Por esta razón es necesario tener una buena exposición de la parte inferior de la glena para no fresar excesivamente su parte superior y colocarla con tilt superior. Se fija el platillo metálico posterior con dos tornillos de 5,5 mm de diámetro, uno inferior dirigido hacia el pilar del omóplato y otro superior dirigido hacia la base de la apófisis coracoides. Es necesario evitar la salida de este último tornillo hacia posterior debido al riesgo de lesionar el nervio subescapular.⁵³ La glenoesfera definitiva se solidariza al platillo metálico posterior por encastre y atornillado.”

Colocación de la prótesis de prueba. Control de la movilidad y estabilidad de la prótesis

Este apartado depende en gran medida del cirujano que esté realizando la intervención, sin embargo en *Artroplastia reversa de hombro. Indicaciones y técnica quirúrgica de Sebastián E. Valbuena, Ignacio Seré, Enrique E Pereira y Philippe Valenti.* se presentan una serie de instrucciones:

“La prótesis de prueba se coloca en el húmero con 10º de retroversión. La reducción del húmero se realiza mediante tracción y abducción del brazo, permitiendo el deslizamiento entre la cúpula humeral y la glenoesfera. Es importante apreciar si la prótesis no está muy “apretada” o muy “floja”, causas de dolor, limitación de la movilidad o inestabilidad posoperatoria.

El objetivo es obtener una abducción entre 0º y 60º sin que se mueva el omóplato. Si este bascula inmediatamente al comenzar la abducción la prótesis se encuentra demasiado “apretada” y es necesario realizar una liberación de las partes blandas o un recorte óseo.

Este es un escenario de cierta frecuencia en casos con rigidez preoperatoria importante, manifestado por ausencia de reducción en las radiografías con tracción distal. Por el contrario, si la prótesis parece muy “floja” o inestable se pueden utilizar cúpulas humerales de mayor espesor o una glenoesfera más grande. Las cúpulas de mayor espesor limitan más la movilidad y también generan mayor fuerza de fricción sobre la metaglena. La falta de coaptación significativa entre la glenoesfera y la cúpula humeral es causa de luxación protésica.

Una manera útil de medir la correcta tensión del deltoides es la introducción del espesor de un dedo entre la glenoesfera y la cúpula humeral. La prueba de Boileau es la sensación de la tensión del tendón conjunto con el codo en extensión y el brazo al costado del cuerpo, e indica una buena tensión del deltoides.

Es necesario, además, verificar que al colocar el brazo en aducción no exista conflicto interno debido a un osteofito inferior que pueda generar una luxación superoexterna.

Con el brazo en abducción de 90º, será necesario alcanzar valores aceptables de rotación externa e interna, y verificar en esas posiciones la estabilidad de la prótesis.”

Colocación del implante humeral definitivo

Para la colocación del implante humeral definitivo la técnica puede cambiar dependiendo si se implanta un vástago no cementado o un vástago cementado. *Artroplastia reversa de hombro. Indicaciones y técnica quirúrgica de Sebastián E. Valbuena, Ignacio Seré, Enrique E Pereira y Philippe Valenti.* lo explica de la siguiente forma:

“El componente humeral debe colocarse en 10º de retroversión con cemento o sin él, según el tipo de prótesis utilizado. Recomendamos el cementado del vástago humeral cuando el hueso es muy osteoporótico, en ausencia de epífisis ósea, o en casos raros de fracturas en cuatro fragmentos en pacientes ancianos. Es posible utilizar una prótesis humeral recubierta con hidroxapatita en las porciones metafisaria y epifisaria, y cementar (o no) sólo la diáfisis, rellenando con hueso esponjoso la interfaz metafisoepifisaria. En este caso se tratan de prótesis no cementadas por lo que se fijan mediante pressfit.

Se reduce la prótesis mediante tracción distal y abducción. Se coloca un drenaje de vacío para drenar el hematoma de formación constante en este tipo de cirugía debido

al espacio muerto generado entre el deltoides y la prótesis. Se reinserta el deltoides anterior mediante puntos transóseos con sutura irreabsorbible. Se coloca un cabestrillo durante 21 días.”

Reeducación postoperatoria

Por último, en *Artroplastia reversa de hombro. Indicaciones y técnica quirúrgica* de Sebastián E. Valbuena, Ignacio Seré, Enrique E Pereira y Philippe Valenti, se aconseja lo siguiente:

“La rehabilitación debe comenzar en el primer día de la operación y consiste en movilización pasiva suave, llevando el hombro a la abducción, elevación y rotaciones de manera indolora. La crioterapia y la electroterapia se realizan por 21 días. Los ejercicios activos comienzan a partir de la tercera semana reforzando los rotadores externos (deltoides posterior y redondo menor). La reeducación del deltoides comienza con contracciones isométricas para pasar luego progresivamente hacia un trabajo excéntrico. El trabajo contra resistencia comienza a partir del tercer mes de la operación.”

4.2.5 VENTAJAS

Una prótesis humeral no cementada puede proporcionar varias ventajas sobre una prótesis cementada, incluyendo un tiempo de intervención menor, evitando la morbilidad asociada al uso de cemento (como pueden ser problemas sistémicos), y conferir la capacidad de cambiar intraoperatoriamente la alineación de la prótesis humeral.⁴⁷ Además, esta prótesis proporciona resultados predecibles y tiene bajas tasas de aflojamiento, muy pocos estudios han reportado el uso de artroplastia reversa de hombro para fractura proximal del húmero. Por último, es una prótesis con una mayor facilidad de extracción, lo que facilita las cirugías de revisión.

Además, un estudio realizado por *Melis et, Al.*⁴⁸ con un seguimiento de 9.6 años reportó varios cambios radiográficos ocurridos tanto en vástagos cementados como no cementados de prótesis reversas. Las líneas más claras alrededor del vástago ocurrieron en el 57% de los casos. El aflojamiento del vástago se definió como las líneas claras de 2 milímetros que aparecían en 3 o más zonas de las radiografías. Fueran más comunes en los vástagos cementados (11.8%) que en los no cementados (5.9%).

4.2.6 INCONVENIENTES

Los inconvenientes con los que se debería contar en este tipo de prótesis son que debido a que es una prótesis semiconstruida, el aumento de la tensión en el componente humeral y la fractura del húmero proximal puede comprometer la fijación y provocar o bien una fractura periprotésica intraoperatoria o un aflojamiento mecánico precoz. Este último fenómeno puede potenciarse si el paciente está en una edad avanzada o tiene hueso

osteoporótico y también si la artroplastia es debida a una fractura proximal del húmero.⁵⁰ En este último punto hay cierta controversia ya que hay estudios como el nombrado en el punto anterior que desmienten este último inconveniente. Por otra parte, se requiere de una técnica quirúrgica más compleja debido a que al no usar cemento óseo la fijación tiene que ser por *pressfit*. Por último y a modo de detalle al ser una técnica más novedosa existe mucha menos literatura y casos de estudio que para la artroplastia inversa de hombro en prótesis cementada.

4.3 VALORACIÓN DE PARÁMETROS

Se ha realizado un estudio para comprobar y validar el uso de vástagos no cementados en prótesis de hombro inversas. Los criterios de inclusión han sido: el uso de vástagos no cementados y que la lesión de la cual se deriva la cirugía fuera fractura proximal del húmero. Los criterios de exclusión han sido diversos, como por ejemplo el uso de vástago cementado o que la razón de la cirugía fuera diversa a la fractura proximal. Se ha tenido en cuenta también el grado de seguimiento del paciente.

En la totalidad de los casos se han utilizado implantes de la compañía Lima Corporate y su mayoría los componentes instalados han sido: vástago a *pressfit*, metaglen, tornillos, glenosfera e inserto. Por supuesto para cada componente hay diferentes tallas diferenciadas entre *small*, *medium* o *large* o clasificadas por longitud del mismo.

En total han sido revisadas 112 historias clínicas, de las cuales 78 han sido descartadas: 29 al deberse la cirugía a una lesión en el manguito de los rotadores, 20 por ser prótesis en las cuales se ha utilizado cemento óseo, 15 por ser recambios de placas, 8 al deberse la cirugía a la artrosis y 6 por deberse a luxaciones. Una vez seleccionadas las historias de utilidad, 34 en total, cabe destacar varios aspectos. El estudio se ha realizado entre pacientes que sufrieron una lesión entre enero de 2013 y noviembre de 2016. De los 34 pacientes 28 son mujeres de entre 64 y 87 años, mientras que tan solo 6 son hombres de entre 69 y 83 años. La diferencia entre el número de hombres y mujeres se debe a que la mujer es más propensa a las fracturas debido a la osteoporosis postmenopáusica, como se ha explicado más detalladamente en el apartado 2.2 Fractura proximal de humero. La edad media del estudio sin tener en cuenta el sexo es de 75.5 años.

A modo de dato adicional el tiempo de espera medio entre la fecha de lesión del paciente y su intervención quirúrgica tiene un promedio de aproximadamente 9 días y la media del tiempo de seguimiento del estudio es de 15 meses. La pérdida de datos de los pacientes puede deberse a diversos factores como la ausencia de revisiones o la defunción.

4.3.1 CLÍNICOS

4.3.1.1 ESCALAS DE VALORACIÓN

Entre las escalas de valoración más utilizadas en lesiones y cirugías de hombro se encuentran las siguientes:

American Shoulder Elbow Surgeons (ASES) score.

En el momento de su desarrollo, el objetivo de ASES PRO Measure era crear una forma estandarizada para la evaluación de la función del hombro y alentar los ensayos multicéntricos en la cirugía del hombro y el codo. ASES ha sido validado para su uso en pacientes con osteoartritis, inestabilidad del hombro, lesiones del manguito de los rotadores y artroplastia de hombro. El cuestionario ASES es una escala de 100 puntos que se compone de un componente calificado por un médico y un componente informado por el paciente. Las preguntas del paciente se centran en el dolor articular (50 puntos), la inestabilidad y las actividades de la vida diaria (50 puntos).

Constant Shoulder Score (CSS).

La Constant shoulder Score (CS) es uno de los sistemas de puntuación de hombro más comúnmente utilizados, y se considera el *gold standard* en Europa. Está compuesto por 4 partes: dolor informado por el paciente (15 puntos); Actividades de la vida diaria reportadas por el paciente (20 puntos); Rango de movimiento - evaluado por el examinador (40 puntos) y la fuerza - evaluado por el examinador (25 puntos), con los mejores resultados en el funcionamiento del hombro se alcanzaría una puntuación máxima de 100 puntos. Ha sido utilizado muchas veces y es fácil de aplicar, por lo tanto, se usa de forma muy extensa. Se publicó formalmente en 1987 y es probable que siga siendo popular, de modo que los resultados del tratamiento obtenidos desde su origen se pueden comparar con tratamientos quirúrgicos o no quirúrgicos más modernos. Como inconvenientes se encuentran que el nivel de estandarización es pobre y que no evalúa la inestabilidad del hombro, así como que la evaluación de la fuerza no es estandarizada. Sin embargo, detecta confiablemente las mejoras en la función del hombro después de la intervención. Se han expresado algunas inquietudes sobre los diferentes resultados reportados para hombres y mujeres y la reducción de puntajes con el aumento de la edad, pero estos han sido abordados con el uso del CS modificado, que corrige tanto la edad como el género.

Oxford Shoulder Score (OSS).

El Oxford Shoulder Score (OSS) es un sistema de puntaje específico que es evaluado por el paciente y calificado sobre una puntuación máxima de 48. Es una medida de resultado basada en la perspectiva del paciente. El OSS es confiable y fácil de usar, es sensible al resultado quirúrgico y a los cambios clínicos y tiene buena correlación con los hallazgos clínicos. De nuevo, el OSS no evalúa la inestabilidad del hombro y, como consecuencia, el puntaje de inestabilidad de Oxford (OSIS) se ha desarrollado posteriormente. *Olley et al*⁵⁴ concluyeron que el OSS se puede utilizar con fines de auditoría, sin embargo, sugirieron que se

realicen estudios prospectivos más amplios para identificar si el OSS varía con la edad, el sexo y el tamaño del desgarrador del manguito rotador o no. *Frich et al*⁵⁵ estudiaron la versión danesa del OSS, informando que las propiedades psicométricas del OSS son válidas y confiables. También informaron que el OSS es apropiado para evaluar a las personas que sufren de enfermedades de hombro degenerativas o postraumáticas.

4.3.1.2 RANGO DE MOVIMIENTO

Para realizar la valoración del rango de movimientos este estudio se apoya en la escala de valoración *Constant*, descrita en el apartado anterior, y que se valoran la antepulsión, la rotación interior y la rotación exterior.

Para la antepulsión los rangos de valoración se basan en los grados que el paciente puede levantar el brazo en extensión. Se diferencian cinco posibles resultados, demás desfavorable a más favorable. El peor sería alcanzar el intervalo de 31º a 60º (60º), seguido de 61º a 90º (90º), 91º a 120º (120º), 121º a 150º (150º) y en el mejor de los casos de 151º a 180º (180º) que sería la alineación del brazo con la espalda.

Para la rotación interna se valoran distintas posiciones de más desfavorable a menos desfavorable. La peor sería llegar al lateral del muslo (Muslo) seguido de la nalga (Nalga), la unión lumbosacral (Lumbosacral L5), cintura (Cintura L3), vértebra T12 (Vértebra T12) y el mejor de los casos que sería interescapular (Interescapular T7).

En cuanto a la rotación externa seguimos utilizando los parámetros de la escala *Constant*. Para este tipo de movimiento se busca tocar las partes superiores del cuerpo para ser evaluados. En el peor de los casos el paciente tan solo sería capaz de llegar a la nuca con el codo apuntando hacia delante (Tras nuca I), alcanzar la nuca con el codo en el plano coronal (Tras nuca II), alcanzar la parte superior de la cabeza con el codo apuntando hacia delante (Cabeza I), alcanzar la parte superior de la cabeza con el codo en el plano coronal (Cabeza II) y el más favorable que sería la elevación completa (Completa).

Entre paréntesis están indicadas las palabras clave con las que se ha identificado el rango de movimientos que el paciente es capaz de realizar en la tabla de resultados que se presenta en el apartado 4.3.3 Resultados del estudio.

4.3.1.3 COMPLICACIONES

Se define si ha habido algún tipo de complicación tanto durante la cirugía como en procesos postoperatorios. La escala de dolor que puede sufrir el paciente es la siguiente de más desfavorable a menos desfavorable: dolor severo, dolor moderado, dolor leve y ausencia de dolor.

4.3.2 RADIOLÓGICOS

4.3.2.1 SIGNOS DE AFLOJAMIENTO

Los signos que revelan que se está produciendo un aflojamiento en la prótesis son las zonas de radiolucencia que aparecen en las radiografías. Estas zonas se diferencian por ser segmentos oscuros en la unión del hueso cortical con el vástago del implante. En la figura 4.9 se pueden observar dichas zonas de radiolucencia en un caso no utilizado en este proyecto.

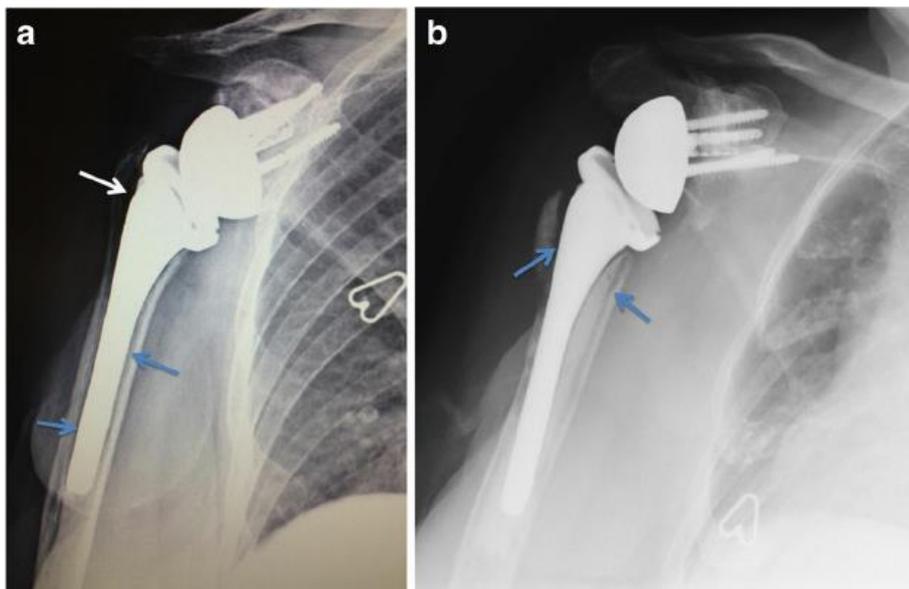


Figura 4.9 – Zonas de radiolucencia
Uncemented versus cemented humeral stem fixation in reverse shoulder arthroplasty. Joseph J. KingKevin W. FarmerAimee M. StrukThomas W. Wright

Las flechas azules indican la aparición de dichas zonas de radiolucencia en las zonas más diafisarias mientras que la flecha blanca indica que hay zonas de radiolucencia en la zona de la epífisis.

Para que se considere que existe aflojamiento es necesario detectar estas zonas oscuras en al menos 3 lugares diferentes y que además midan una longitud igual o superior a los dos milímetros.

En la figura 4.10 se muestra la distribución de las zonas en las que se puede encontrar radiolucencia y por lo tanto aflojamiento.

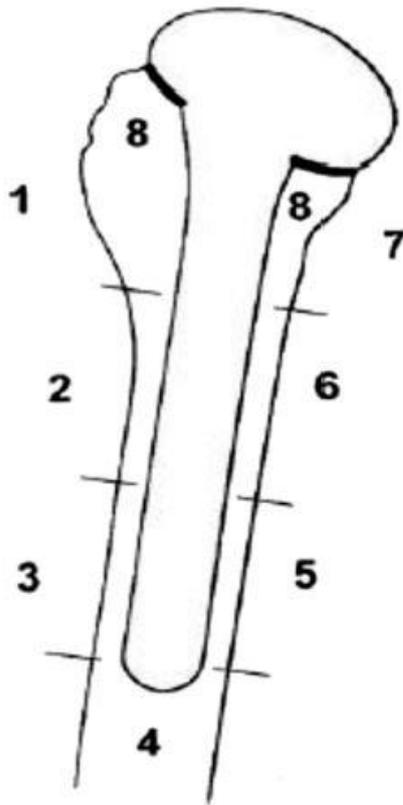


Figura 4.10 – Sectores de radiolucencia

Functional and radiologic outcomes of uncemented reverse shoulder arthroplasty in proximal humeral fractures: cementing the humeral component is not necessary. Seung-Min Youn, BHB, MBChB*, Shaneel Deo, BHB (Hons), MBChB, FRACS, Peter C. Poon, BHB, MBChB, FRACS

Está dividida en 8 zonas diferentes. Estas zonas han sido utilizadas en el estudio para determinar los sectores donde aparece la radiolucencia y si el número de zonas donde aparece y su tamaño denotan la existencia de aflojamiento.

Estudiando la figura 4.9 se observa que se encuentran muestras de radiolucencia en los sectores 1, 7, 6, y 3, además de ser estas marcas mayores de 2 milímetros.

4.3.2.2 INCORPORACIÓN DE LA TUBEROSIDAD

Este punto diferencia la posibilidad de que alguna de las tuberosidades (mayor o menor) se incorpore adecuadamente al húmero o no, es decir, si hay una buena unión en el hueso o que no suelde bien. No se diferencian grados de unión en los resultados, o está bien incorporado o no. Cabe la posibilidad de que la tuberosidad haya sido reabsorbida por el organismo o haya sufrido una migración, lo que se consideraría también como una mala consolidación de las tuberosidades.

4.3.3 RESULTADOS DEL ESTUDIO

A continuación, se presenta la tabla 1 con los resultados del estudio.

Nº historial	Sexo	Edad	Fecha fractura	Fecha cirugía	Fecha última rev.	Complicaciones	Revisión	Movilidad			Radiología		
								Antepulsión	Rotación interna	Rotación externa	Patrón fractura	Alojamiento	Unión tuberosidad
1	Mujer	78	17/09/2016	26/09/2016	20/11/2017	No	No	150º	Vértebra T12	Cabeza II	4 Fragmentos	RL zona 7 - No alojamiento	Si
2	Mujer	74	20/09/2016	30/09/2016	03/07/2017	No	No	150º	Vértebra T12	Cabeza II	4 Fragmentos	RL zona 1 - No alojamiento	Si
3	Mujer	70	06/11/2016	11/11/2016	31/10/2017	No	No	60º	Nalga	Cabeza I	3 Fragmentos	RL zona 1 - No alojamiento	Si
4	Mujer	83	23/11/2016	15/12/2016	18/01/2017	No	No	120º	Lumbosacral L5	Tras nuca I	4 Fragmentos	RL zona 7 - No alojamiento	Si
5	Mujer	74	29/04/2014	02/05/2014	20/11/2014	Dolor leve	No	110º	Cintura L3	Tras nuca II	4 Fragmentos	No radiolucencia	No consolidada
6	Hombre	83	28/04/2014	08/05/2014	25/06/2015	No	No	150º	Cintura L3	Tras nuca II	3 Fragmentos	RL 3 y 7 - No alojamiento	Si
7	Mujer	74	22/05/2014	05/06/2014	16/03/2016	No	No	130º	Lumbosacral L5	Tras nuca I	3 Fragmentos	No radiolucencia	Si
8	Hombre	81	06/05/2014	08/05/2014	12/01/2015	No	No	150º	Lumbosacral L5	Tras nuca I	4 Fragmentos	No radiolucencia	Si
9	Mujer	87	18/07/2012	31/07/2012	21/02/2013	No	No	150º	Vértebra T12	Tras nuca I	4 Fragmentos	No radiolucencia	Si
10	Mujer	65	11/01/2013	14/02/2013	22/05/2014	No	No	120º	Lumbosacral L5	Tras nuca I	4 Fragmentos	RL 1 y 7 - No alojamiento	Si
11	Mujer	69	11/02/2013	19/02/2013	15/11/2013	Dolor moderado	No	120º	Lumbosacral L5	Tras nuca I	4 Fragmentos	No radiolucencia	Si
12	Mujer	70	25/10/2013	30/10/2013	26/01/2014	No	No	100º	Cintura L3	Tras nuca II	4 Fragmentos	No radiolucencia	No consolidada
13	Mujer	68	23/07/2014	01/08/2014	22/10/2015	No	No	180º	Vértebra T12	Tras nuca I	4 Fragmentos	No radiolucencia	No consolidada
14	Hombre	69	02/02/2015	06/02/2015	25/06/2015	Función 0	No	-	-	-	4 Fragmentos	No radiolucencia	No consolidada
15	Mujer	87	27/04/2015	24/05/2015	13/01/2016	No	No	90º	Cintura L3	Tras nuca I	3 Fragmentos	No radiolucencia	No consolidada
16	Mujer	64	10/05/2015	18/05/2015	12/02/2018	Revisión	Si	-	-	-	4 Fragmentos	No radiolucencia	No consolidada
17	Mujer	75	17/08/2015	19/08/2015	27/11/2017	No	No	90º	Lumbosacral L5	Tras nuca I	3 Fragmentos	No radiolucencia	No consolidada
18	Mujer	84	26/08/2015	03/09/2015	25/03/2016	Alojamiento	No	180º	Lumbosacral L5	Tras nuca I	4 Fragmentos	RL 2, 6, 7, 8 - Alojamiento	Si
19	Mujer	72	11/09/2015	14/09/2015	18/06/2018	Dolor moderado	No	130º	Lumbosacral L5	Tras nuca I	4 Fragmentos	No radiolucencia	Si
20	Hombre	74	10/09/2015	18/09/2015	06/04/2016	Dolor moderado	No	60º	Nalga	Tras nuca I	4 Fragmentos	No radiolucencia	No consolidada
21	Mujer	85	15/08/2015	05/10/2015	12/04/2017	Dolor leve	No	90º	Nalga	Tras nuca I	4 Fragmentos	RL 1, 6, 7 - No alojamiento	No consolidada
22	Mujer	88	06/10/2015	08/10/2015	29/01/2018	No	No	150º	Vértebra T12	Tras nuca II	3 Fragmentos	No radiolucencia	No consolidada
23	Mujer	64	10/10/2015	19/10/2015	29/04/2016	Dolor moderado	No	90º	Nalga	Tras nuca I	4 Fragmentos	No radiolucencia	Si
24	Hombre	81	16/10/2015	19/10/2015	05/10/2016	No	No	120º	Lumbosacral L5	Cabeza I	4 Fragmentos	No radiolucencia	Si
25	Mujer	79	07/12/2015	11/12/2015	12/12/2017	No	No	150º	Vértebra T12	Tras nuca II	3 Fragmentos	RL 1, 2 - No alojamiento	No consolidada
26	Hombre	72	17/12/2015	18/12/2015	06/11/2017	No	No	90º	Nalga	Tras nuca I	3 Fragmentos	No radiolucencia	Si
27	Mujer	84	25/11/2015	21/12/2015	27/04/2017	No	No	90º	Nalga	Tras nuca II	2 Fragmentos	RL 1 y 7 - No alojamiento	Si
28	Mujer	71	27/07/2016	29/07/2016	08/03/2017	No	No	150º	Vértebra T12	Cabeza II	3 Fragmentos	RL 2 - No alojamiento	No consolidada
29	Mujer	73	10/02/2016	15/02/2016	26/10/2016	No	No	150º	Vértebra T12	Cabeza II	3 Fragmentos	No radiolucencia	Si
30	Mujer	67	11/03/2016	14/03/2016	25/10/2017	Dolor severo	No	90º	Nalga	Tras nuca I	4 Fragmentos	No radiolucencia	Si
31	Mujer	76	25/03/2016	29/03/2016	03/01/2018	No	No	90º	Lumbosacral L5	Cabeza II	3 Fragmentos	No radiolucencia	No consolidada
32	Mujer	78	01/04/2016	06/04/2016	18/12/2017	Dolor leve	No	150º	Vértebra T12	Cabeza II	4 Fragmentos	RL 2 y 6 - No alojamiento	Si
33	Mujer	64	18/05/2015	22/05/2015	12/02/2018	No	No	150º	Lumbosacral L5	Cabeza II	3 Fragmentos	No radiolucencia	No consolidada
34	Mujer	84	12/06/2016	17/06/2016	26/10/2016	No	No	180º	Cintura L3	Cabeza II	3 Fragmentos	No radiolucencia	No consolidada

Tabla 1 – Resultados del estudio
Elaboración propia

Por la protección de datos de los pacientes se ha sustituido el número de historial clínico por una numeración ordenada.

No se ha encontrado ninguna complicación en las cirugías de los pacientes del estudio, sin embargo, cabe destacar se han encontrado casos de dolor postoperatorio desde el dolor leve hasta el dolor moderado. En 3 de los 34 casos los pacientes expresaban dolor breve, en 4 expresaban dolor moderado y solo en un caso un paciente ha reportado un dolor severo. Se ha encontrado otro caso de un paciente que, aunque no expresaba dolor, no tenía función en el miembro superior del hombro afectado. Tan solo 1 caso (el caso 18) se ha detectado el alojamiento del implante.

Se ha encontrado un caso de cirugía de revisión por lo que no se han valorado parámetros de movilidad.

En cuanto a la movilidad, esta prótesis ofrece buenos resultados en antepulsión, estando la mayoría de los casos por encima de los 90º, lo cual facilita mucho las tareas de la vida diaria. Los resultados de rotación externa son un poco más variables, ya que se encuentra una gran variedad. En 7 casos el paciente tan solo llega a la posición de la nalga que es la posición casi más desfavorable en la escala de Constant. Sin embargo, en un gran número de casos, 14 en total los pacientes se encuentran entre las posiciones de la vértebra T12 y la cintura, coincidente con la vértebra L3. La mayoría de casos, 11, el paciente llega a la unión lumbosacral a la altura de la vértebra L5. La rotación externa está más agrupada, ya que la mayoría de los casos, ya sea con el brazo en el plano frontal o en el plano sagital el paciente llega a tocar la parte posterior de la nuca. En 10 casos el paciente llega a tocar la parte superior

de la cabeza mostrando buenos resultados, 8 de ellos en el plano frontal y los 2 restantes en el plano sagital.

En la radiología se han estudiado los patrones de fractura, las zonas de aflojamiento y radiolucencia y la consolidación de las tuberosidades. En cuanto a los patrones de fractura ha habido 3 casos: fractura en 4 fragmentos, que ha ocurrido en 20 de los 34 casos, siendo el caso más dominante. Fractura en 3 fragmentos, que ha ocurrido en 13 casos y fractura en 2 fragmentos que ha ocurrido tan solo en 1 caso. Las zonas de radiolucencia han sido más diversas, sin embargo, es importante destacar que en 22 del total de los casos no se ha detectado ninguna zona de radiolucencia, lo que indica una buena fijación e integración ósea. En 5 casos se han dado zonas radiolucientes en una sola sección, normalmente zonas 1 o 7. En 5 casos se han dado 2 secciones con radiolucencia. En un caso se han dado 3 zonas de radiolucencia en las secciones 1, 6 y 7 sin producirse aflojamiento, ya que como se ha explicado en el apartado 4.3.2.1 es necesario 3 zonas de al menos 2 milímetros, y en este caso no eran suficientemente grandes. Por último, se ha detectado un caso de 4 zonas radiolucientes que sí presentaba signos de aflojamiento. En general es importante que tan solo un caso de 34 ha sido clasificado como aflojamiento del implante.

Por último, el dato más importante del estudio para este trabajo es la consolidación de las tuberosidades, y es que casi en el 50% de casos, 15 de 34, no se han consolidado correctamente las tuberosidades. En estos datos se encuentra la base de la mejora que se propone a continuación, en el siguiente punto, y trata de mejorar este problema. En la figura 4.11 se muestra un caso real de reabsorción de las tuberosidades



Figura 4.11 – Absorción de las tuberosidades
Elaboración propia

En el artículo *Cemented vs pressfit humeral stem*⁵⁹ de J. Berhouet, J. Brunet, M. Chelli y L. Favard se muestra un estudio que compara el vástago que se cementa en las cirugías con el vástago no cementado que actúa a *pressfit*. En él se estudia a un grupo de pacientes desde 1992 hasta 2010. En este periodo de tiempo se les ha implantado tanto prótesis cementadas como no cementadas y el tiempo mínimo de seguimiento ha sido de 5 años. Los resultados de dicho estudio muestran que no existe una gran variación de resultados en cuanto a movilidad, ya que la rotación externa es mejor para el grupo de prótesis cementada mientras que para los pacientes de vástago no cementado mejora la rotación interna. No se aprecian diferencias en antepulsión. El número de reoperaciones y revisiones ha sido muy similar en ambos casos teniendo ratios de un 3.4% y 6.7% para los cementados y un 6.7% y 5.8% para los no cementados. En cuanto a parámetros radiológicos el ratio de *notch* escapular fue casi idéntico para ambas poblaciones, 56.6% para vástago cementado contra un 56.7% para vástago no cementado. Los rangos de zonas radiolucetas mayores de 2 milímetros en el componente glenoideo también fue muy similar en ambos casos, rangos de 5.6% hasta 13.6% para vástago cementado y desde 4.2% hasta 13.8% en vástago no cementado. Sin embargo, se observa una frecuencia mayor en zonas radiolucetas en la parte humeral en vástago cementado que en vástago actuando a *pressfit*, un 15% y un 8.3% respectivamente. En cuanto a las tuberosidades existe un mayor fracaso en la consolidación de las tuberosidades en el vástago no cementado contra el vástago cementado, la tasa de en el primero es del 35.5% mientras que en el no cementado es del 51.6%.

Este último punto podría verse como el punto débil de los vástagos no cementados, ya que se demuestra que actúa de forma similar o incluso mejor en otras características. Con el diseño nuevo de fijación de tuberosidades que se presenta a continuación se podría mejorar esta parte y de esta manera conformar un set más completo de características positivas como la mayor reserva ósea, el menor corto operativo o la disminución de la morbilidad asociada al cemento óseo, ya descritas en el apartado 4.2.5 de ventajas de este tipo de prótesis.

4.4 INNOVACIÓN EN EL DISEÑO DEL VÁSTAGO HUMERAL

Las características básicas con las que debe cumplir un vástago humeral no cementado para que cumpla satisfactoriamente su función son:

Tener una fijación fiable mediante *pressfit*. Este es un punto importante debido a que el diseño del vástago es el único elemento con el que se cuenta para lograr el objetivo, ya que no se usa el cemento óseo.

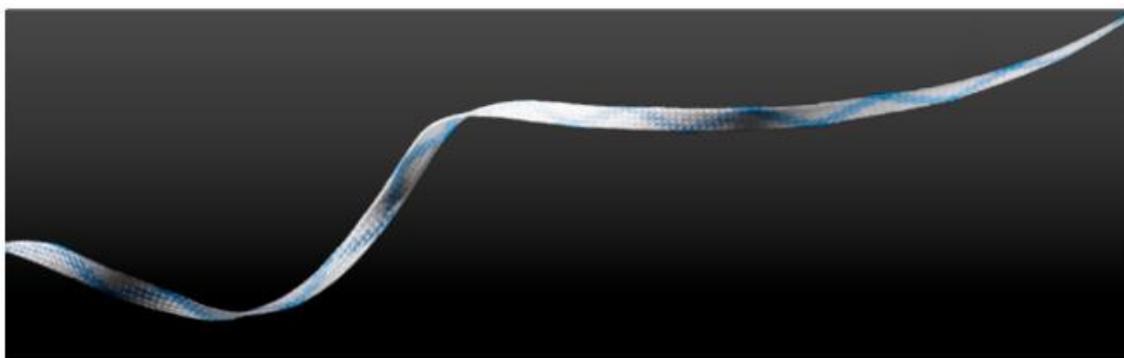
Que tenga una correcta estabilidad. Para ello normalmente las prótesis se diseñan con estrías o entallas a lo largo del vástago.

Deben tener también una buena integración ósea y para ello se utilizan recubrimientos como la hidroxiapatita o materiales muy trabeculares y con altas rugosidades. De esta manera el hueso es capaz de crecer en dichas trabéculas.

Deben facilitar la incorporación de las tuberosidades. Los autores *P.Boileau, T. D. Alta, L. Decroocq, F. Sirveau, P. Clavert, L. Favard y M. Chelli* en su estudio *Reverse shoulder arthroplasty for acute fractures in the elderly: Is it worth reattaching the tuberosities?*⁵⁸ Muestran como, a pesar de la avanzada edad de los pacientes, la correcta unión de las tuberosidades mejora de forma activa la elevación delantera y la rotación externa, así como un aumento en la satisfacción de los pacientes.

Este apartado del proyecto se centra en la mejora de este último punto, ya que en caso de mala consolidación, migración o reabsorción de las tuberosidades puede conllevar serias dificultades en actividades de la vida diaria.

Como innovación, mejora y alternativa del actual vástago humeral en artroplastia inversa no cementada de hombro se propone un sistema cuya finalidad principal sería una mejor fijación de la tuberosidad mayor o tuberosidad menor en fractura proximal. El sistema consistiría en un pequeño sistema de almacenamiento de hilo de sutura de alta resistencia situado en la base del extremo proximal del vástago. Como ejemplo de hilo de sutura se utilizará el modelo FiberTape de la compañía Arthrex, el cual ofrece diferentes grosores y longitudes.



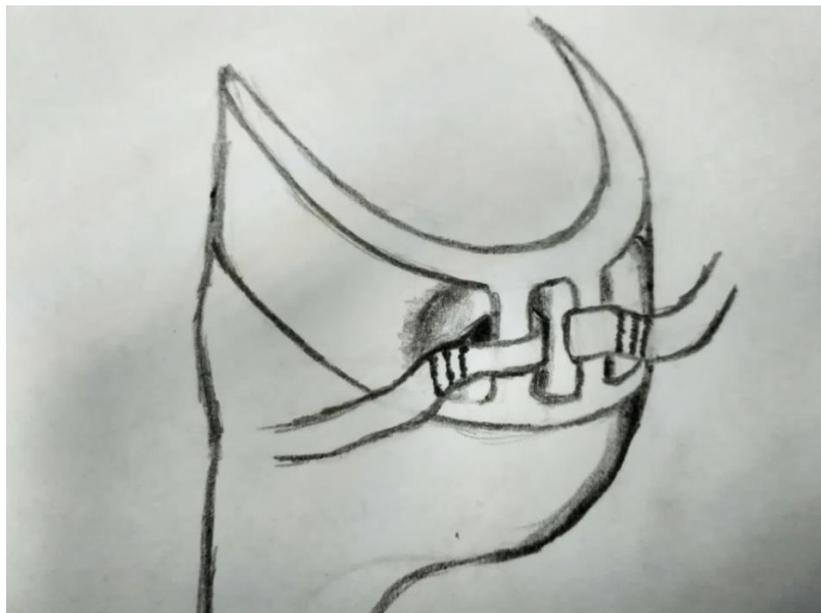
**Figura 4.12 – Hilo de sutura de alta resistencia FiberTape de Arthrex
FiberWire and FiberWire Family. Braided Composite Suture. Arthrex**

La forma del hilo de sutura deberá ser aplanada para facilitar tanto la fijación en las tuberosidades como el almacenamiento en el sistema ideado. En el catálogo de Arthrex se pueden encontrar diferentes longitudes de este hilo de sutura que van desde los 17.8 centímetros hasta los 91.4 en el caso de mayor longitud. En cuanto al ancho del hilo es para todas las longitudes de 2 milímetros.



**Figura 4.13 - Hilo de sutura de alta resistencia FiberTape de Arthrex
FiberWire and FiberWire Family. Braided Composite Suture. Arthrex**

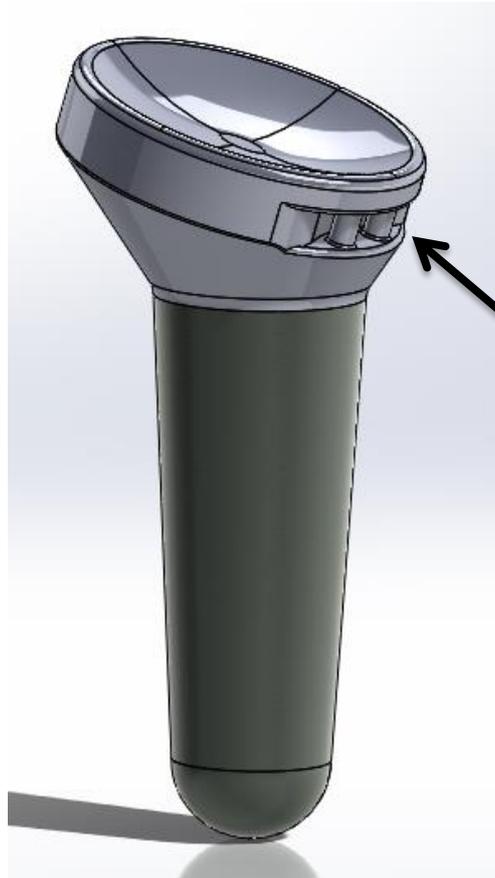
El hilo de sutura se almacena en forma de bobina, enrollado sobre sí mismo, en dos fases. Para este almacenaje es necesaria una muesca en la parte frontal con tamaño variante dependiendo de la talla que se necesite para cada paciente. Entre la muesca se alzarán dos pilares como soporte del hilo de sutura. El inicio del hilo irá cosido a sí mismo como se explicará más adelante. Para los diferentes tamaños, como es habitual se utiliza un sistema de tallas. En la figura 4.14 se muestra a modo de boceto como sería el sistema de pilares encargados de sujetar el hilo.



**Figura 4.14 – Boceto del diseño de vástago humeral
Elaboración propia**

Para cumplir con las condiciones necesarias todas las aristas que se forman debido a la muesca para el almacenaje del hilo de sutura serán debidamente matadas, con un redondeo variable, ya que en caso de tener aristas vivas representaría una amenaza a tener en cuenta en un análisis de riesgos.

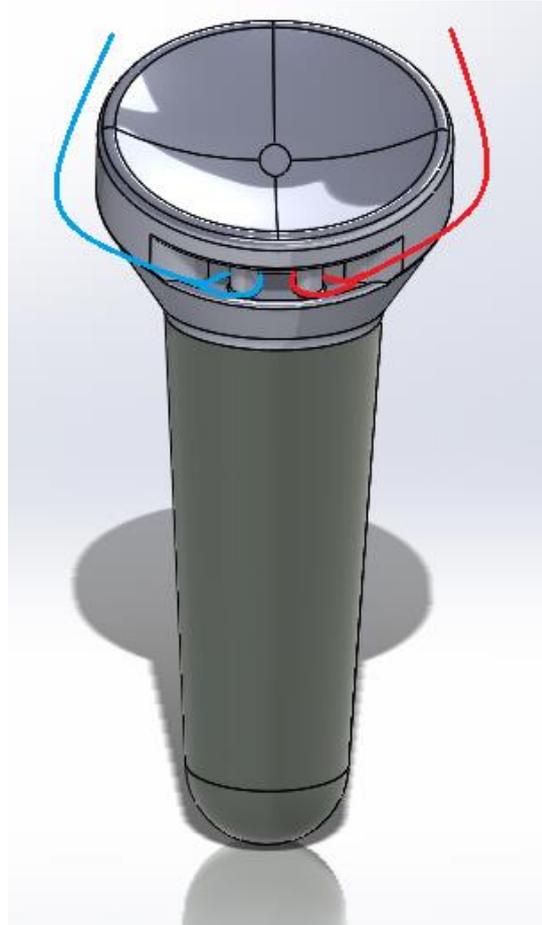
En la figura 4.15 se muestra la ubicación de la muesca.



**Figura 4.15 - Posicionamiento de la muesca para el almacenaje del hilo de sutura en nuevo diseño
Elaboración propia**

La posición del carrete en el vástago es complicada dado que lo ideal sería colocarlo en una posición más baja, para mejorar el agarre de las tuberosidades. Sin embargo, dicho vástago va insertado en el húmero hasta prácticamente la cabeza humeral y por este motivo por el cual se instala en una posición relativamente alta. En caso de ser necesario y si el cirujano así lo considera se podrían realizar pequeñas extracciones de hueso para dejar más sitio a la salida del hilo de sutura o en su defecto realizar agujeros por los cuales pasar el hilo hasta la tuberosidad que sea necesario fijar.

En la figura 4.16 se puede ver el lugar de posicionamiento del sistema de almacenaje de hilo de sutura y la posición aproximada del recorrido que haría el hilo para fijar las tuberosidades. Como se ha descrito antes el sistema tiene dos fases (una en rojo y otra en azul) que servirían para facilitar la fijación y la costura en la cirugía.



**Figura 4.16 – Posición del sistema de almacenaje del hilo su posible posición desplegado
Elaboración propia**

El nacimiento del hilo de sutura sería igual de, por ejemplo, la cinta *express* en un sistema de mosquetones, es decir, el hilo abraza el pilar y es cosido a sí mismo. En la figura 4.17 se muestra un ejemplo de cinta *express* para mosquetones.



Figura 4.17 – Nacimiento del hilo de sutura estilo cinta express
(<https://www.nakaoutdoors.com.ar/238-petzl-spirit-express-17cm>)

Para este sistema es ventajoso utilizar prótesis modulares, debido a que la parte de la prótesis en la cual se aloja la bobina enrollada en los pilares con el hilo se sutura no es el vástago humeral en sí y de esta forma se evitan riesgos como la rotura del sistema en la cirugía.

Con este modelo de prótesis inversa que incorpora hilo de sutura de alta resistencia se facilitaría la técnica quirúrgica ya que no es necesario agujerear el hueso para faltar la sutura del paciente al hueso. Esto es favorable sobre todo para pacientes con hueso osteoporótico, ya que la calidad y resistencia de este tipo de hueso es mucho menor y una sutura podría provocar la rotura del mismo. Como se ha comentado es muy favorable también para la incorporación de cualquiera de las tuberosidades (mayor o menor) gracias a su posicionamiento y distribución de hilos de sutura.

Aunque los cuatro puntos principales citados al comienzo de este punto ya eran abordados satisfactoriamente por las prótesis de *Grammont* el estudio realizado revela un alto índice de tuberosidades que no han consolidado correctamente. Por lo tanto, aunque ya hay diseños que mejoran la incorporación de la tuberosidad, los orificios quedan ocultos en la cirugía por partes blandas o la sangre. Además, aumentan mucho el tiempo de dichos procesos quirúrgicos, ya que es necesario hacer muchas fijaciones agujereando el hueso. El diseño facilita la fijación. De esta manera se propone un nuevo diseño, innovador, que mejora el problema de la incorporación de las tuberosidades.

4.5 VALIDACIÓN DEL MODELO

Para dimensionar los pilares que deben sujetar el hilo de sutura de alta resistencia se utilizan los datos extraídos de los artículos *The effect of rotator cuff tears on reaction forces at the glenohumeral joint*⁵⁶ de Parsons IM, Apreleva M, Fu FH, Woo SL. y *Evaluation of Repair Tension in Arthroscopic Rotator Cuff Repair: Does It Really Matter to the Integrity of the Rotator Cuff?*⁵⁷ de Kim DH, Jang YH, Choi YE, Lee HR, Kim SH, para obtener las cargas de los ligamentos que actúan en esa zona y se van a reforzar con el hilo de sutura.

A continuación, se calcula el valor del momento que actúa sobre estos pilares utilizando el valor de la fuerza extraído de los artículos citados anteriormente y la longitud del pilar del implante. La longitud mínima del pilar se ha obtenido a partir de del dimensionado del implante de forma que permita pasar el hilo de sutura con facilidad. El valor obtenido de la fuerza a soportar por el hilo de sutura es de 425N y la longitud de la luz de los pilares del implante es de 3.75 milímetros. La fórmula es la correspondiente a una viga biempotrada.

$$\mu = \frac{F * L}{8}$$

La inercia es la correspondiente a un cilindro macizo y tan solo depende del diámetro del mismo.

$$I = \frac{\pi * D^4}{64}$$

Una vez calculado el momento, se introduce la fórmula de la tensión de un elemento sometido a momentos flectores y finalmente se integra en dicha fórmula la inercia de la sección.

$$\delta = \frac{\mu}{I} * \frac{D}{2}$$

Para poder obtener una sección óptima de las barras se hace uso de la tensión de fluencia de la aleación de titanio con la que está fabricada la pieza, 780MPa. Para los cálculos se ha considerado una tensión que es la mitad de la de fluencia, aplicando de esta forma un coeficiente de seguridad que evite una posible rotura del pilar a fatiga.

Finalmente, se despeja el diámetro de los pilares y se obtiene que debe ser como mínimo de 2.20 milímetros. Para este cálculo no se han considerado las tensiones debidas a cortantes por su baja magnitud frente a las tensiones de flexión.

En el modelo de SolidWorks el diámetro de los pilares es de 2.5 milímetros por lo que aguantarían las tensiones y las fuerzas a las que estaría sometido con un coeficiente de seguridad mayor.

Adicionalmente se ha realizado un estudio de fuerza estática para validar el modelo. Se ha estudiado el comportamiento de uno de los pilares (el pilar izquierdo), ya que ambos se comportan de forma idéntica. En primer lugar, se ha mayado la pieza como muestra la figura 4.18.

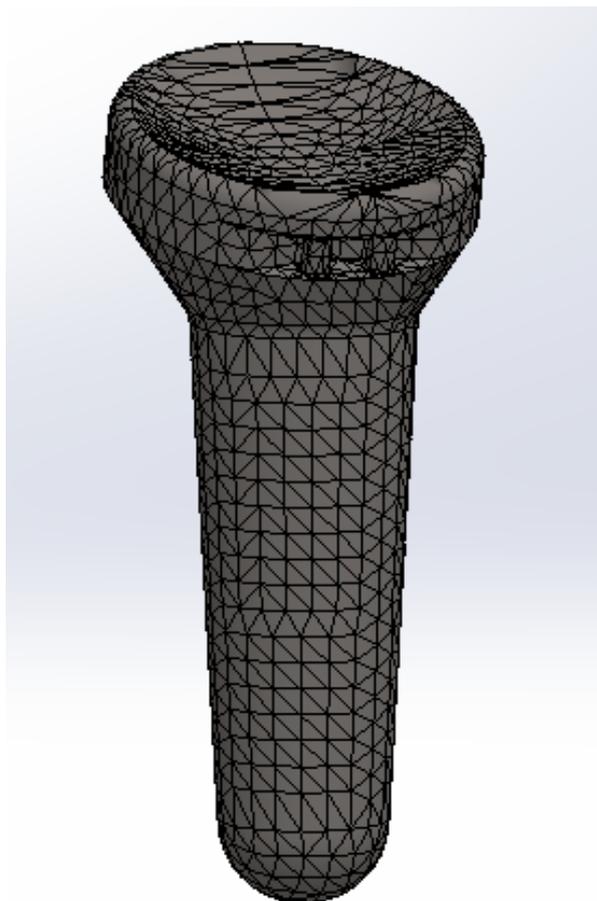
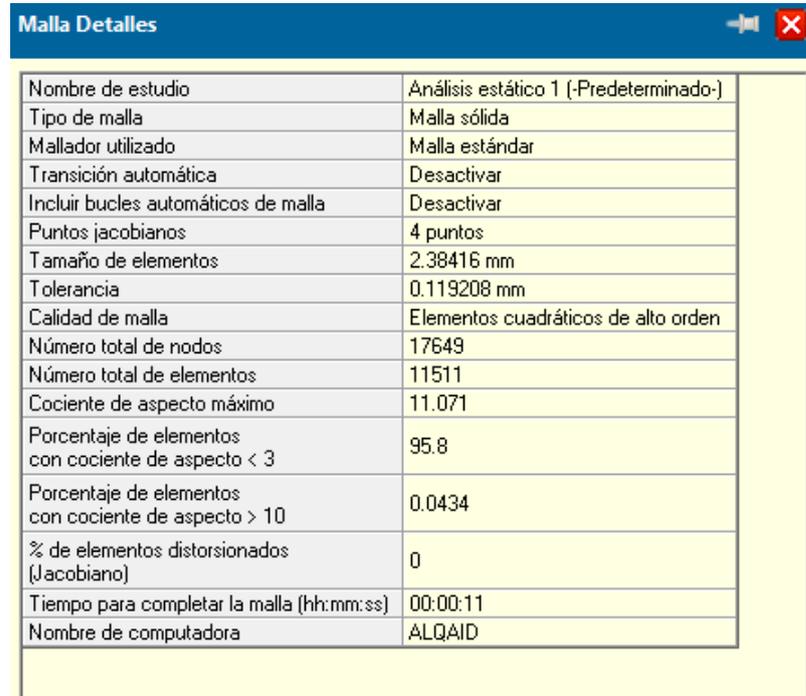


Figura 4.18 – Mayado del modelo
Elaboración propia

Las características de la malla son las que muestra la figura 4.19.



Malla Detalles	
Nombre de estudio	Análisis estático 1 [-Predeterminado-]
Tipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado	Malla estándar
Transición automática	Desactivar
Incluir bucles automáticos de malla	Desactivar
Puntos jacobianos	4 puntos
Tamaño de elementos	2.38416 mm
Tolerancia	0.119208 mm
Calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden
Número total de nodos	17649
Número total de elementos	11511
Cociente de aspecto máximo	11.071
Porcentaje de elementos con cociente de aspecto < 3	95.8
Porcentaje de elementos con cociente de aspecto > 10	0.0434
% de elementos distorsionados (Jacobiano)	0
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss)	00:00:11
Nombre de computadora	ALQAID

Figura 4.19 – Detalles del mayado

Elaboración propia

Con la pieza ya mayada se ha procedido a indicar que secciones del modelo quedan empotradas para el ensayo de fuerza. Estas secciones se pueden observar en la figura 4.20 y están señaladas con las flechas verdes.

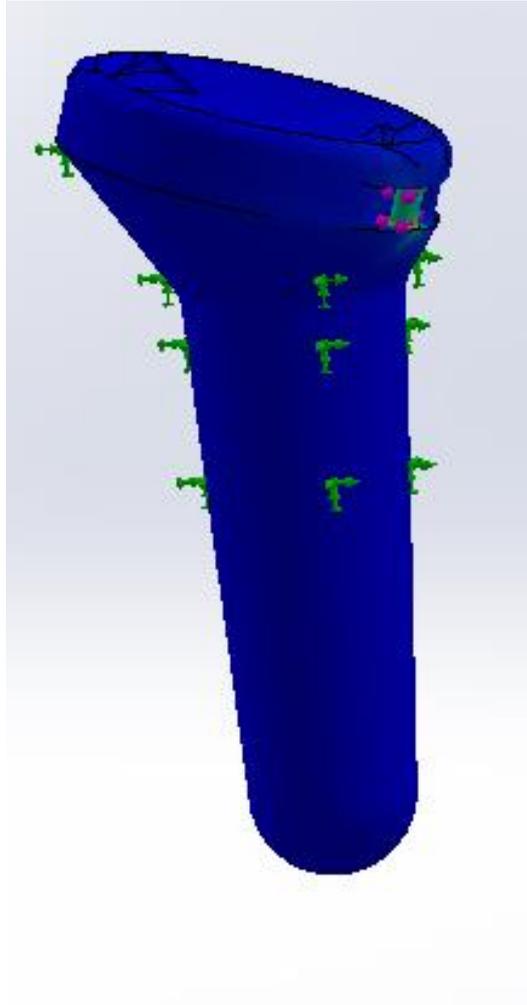


Figura 4.20 – Empotramiento del modelo
Elaboración propia

Para indicar la dirección y el sentido de la fuerza se ha creado un plano coincidente con el plano medio de los pilares. El sentido y dirección de la fuerza viene señalado con las flechas naranjas como muestran la figura 4.21.

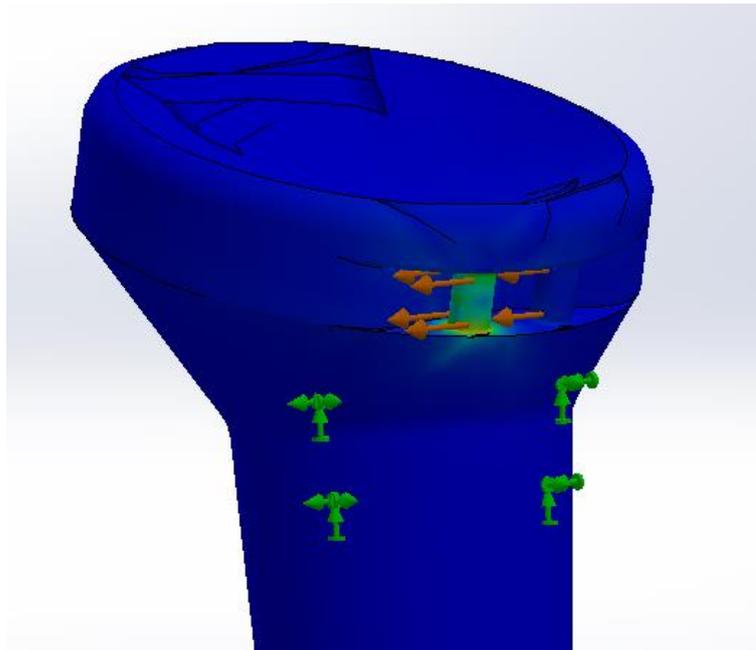


Figura 4.21 – Dirección y sentido de las fuerzas aplicadas al modelo
Elaboración propia

En cuanto a los resultados, se han estudiado las tensiones de Von Mises y se han obtenido unos valores máximos de 176MPa, siendo el límite elástico de 872MPa, lo que significa que el modelo resiste sobradamente las fuerzas aplicadas. Los resultados se muestran en la figura 4.22. Las tensiones obtenidas son inferiores a las teóricas debido a que el diámetro de los pilares es mayor que el valor mínimo teórico que se ha calculado, se ha utilizado un diámetro de 2.5 milímetros en el diseño. Además, la fuerza se encuentra distribuida en toda la superficie mientras que en los cálculos teóricos se utiliza una fuerza puntual aplicada en el punto medio del cilindro.

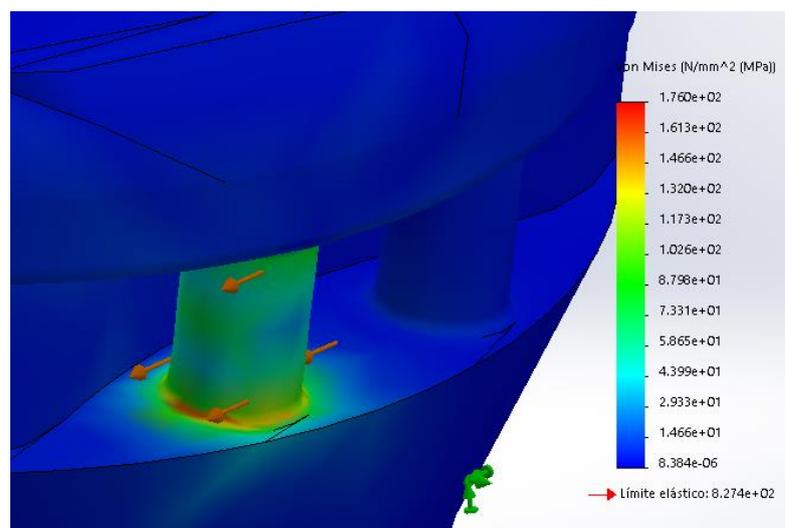


Figura 4.22 – Resultados del modelo
Elaboración propia

CAPÍTULO 5: CONCLUSIONES

En este proyecto se han revisado los antecedentes sobre la anatomía del hombro, entrando a detallar osteología, musculatura o irrigación entre otros aspectos. Se ha estudiado la epidemiología y etiología de la fractura proximal del húmero, así como sus clasificaciones y posibles diagnósticos.

Se ha establecido una metodología de trabajo y unos objetivos a alcanzar.

Se ha presentado un amplio estudio de las características de las prótesis inversas de hombro y se ha focalizado en las que están destinadas a no cementar el vástago. Se han obtenido las características de este tipo de diseños, se han estudiado las que están actualmente disponibles en el mercado, se ha descrito la técnica quirúrgica que se practica para la colocación de estos implantes y se han enumerado sus ventajas y desventajas. Por otra parte, se ha realizado un estudio clínico, basado en la revisión de una serie de historias clínicas y valorando tanto parámetros clínicos como la movilidad como parámetros radiológicos como signos de aflojamiento o unión de las tuberosidades. De este estudio se ha concluido que las prótesis inversas de hombro no cementadas funcionan bien en muchos aspectos, no obstante, se ha observado que tienen un alto índice de reabsorción, migración y, en general, no consolidación de las tuberosidades. Por ello, se ha realizado el diseño de un nuevo vástago de prótesis inversa de hombro no cementada que pretende conseguir la correcta unión de las tuberosidades. La zona novedosa del implante se ha dimensionado basándose en la tensión de fluencia del material del cual está construido y en la tensión que soporta el manguito de los rotadores de un paciente sano. Adicionalmente se ha realizado un análisis de fuerza estática en SolidWorks mediante elementos finitos para verificar la validez del modelo.

CAPÍTULO 6: PRESUPUESTO

El presupuesto de presente proyecto se resume en la siguiente tabla:

Presupuesto del personal				
Uds	Descripción	Precio/hora	Cantidad	Precio
1	Ingeniero Biomédico	13 €/h	500 h	6.500€
1	Supervisor del proyecto	18 €/h	30 h	540€
		Precio Total		7.040€

Presupuesto de materiales necesarios en el proyecto			
Uds	Descripción	Precio/Unidad	Precio
1	Licencia SolidWorks SolidWorks Professional Solidworks Simulation	8.250€ 9.495€ Subtotal	 17.745€
1	Licencia Office	99€	99€
1	Ordenador	1000€	1.000€
		Precio Total	18.844€

El presupuesto está dividido en dos partes. Una primera parte que tiene en cuenta tanto el trabajo del ingeniero como el trabajo del tutor o supervisor del proyecto. En la segunda parte están los precios de las licencias y materiales necesarios. En este caso, al ser un trabajo básicamente de investigación no hay maquinaria involucrada y solo son necesarias las licencias de ciertos programas de ordenador: el *SolidWorks*, utilizado en los diseños y el cálculo por elementos finitos y el Office, que incluye las licencias de *Word* y *PowerPoint*. Por último, un ordenador para la redacción del proyecto y como soporte de los programas mencionados.

El presupuesto total del personal es de 7.040 euros y el presupuesto de materiales y licencias es de 18.844 euros, lo que da un total de 25.884 euros.

CAPÍTULO 7: REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. *Técnicas quirúrgicas en hombro y codo*. Gerald R. Williams, M.D. Matthew. L. Ramsey, M.D. Sam W. Wiesel, M.D.
2. Latarjet. Ruiz. Lizard "Anatomía Humana" 4ta edición. Pag 475-478
3. *Clin Orthop Relat Res*. 1989 Jun. *The glenoid-labral socket. A constrained articular surface*. Howell SM1, Galinat BJ.
4. *J Shoulder Elbow Surg*. 1993 Jan;2(1). Epub 2009 Feb 19. *Glenohumeral stability from concavity-compression: A quantitative analysis*. Lippitt SB1, Vanderhooft JE, Harris SL, Sidles JA, Harryman DT 2nd, Matsen FA 3rd.
5. Vienne P, Gerber C. «Fractures of the proximal humerus». En: Obrant K (ed.). *Management of Fractures in Severely Osteoporotic Bone. Orthopaedic and Pharmacologic Strategies*. London: Springer, 2000; 228-242.
6. Kristiansen B, Barford G, Bredesen J, Erin-Madsen J, Grum B, Horsnaes MW, Aalberg JR. «Epidemiology of proximal humeral fractures». *Acta Orthop Scand*, 1987; 58:75-77.
7. Horak J, Nilsson BE. «Epidemiology of fracture of the upper end of the humerus». *Clin Orthop*, 1975; 112:250-253.
8. Saitoh S, Nakatsuchi Y. «Osteoporosis of the proximal humerus: comparison of bone-mineral density and mechanical strength with the proximal femur». *J Shoulder Elbow Surg*, 1993; 2:78-84.
9. McKoy BE, Bensen CV, Hartsock LA. «Fractures of the shoulder: conservative management». *Orthop Clin North Am*, 2000; 31:205-216.
10. Muller M, Nazarian S, Koch P, Schatzker J. *The Comprehensive Classification of Fractures of Long Bones*. Berlin: Springer-Verlag, 1990.
11. 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.
12. *Prótesis reversa de hombro*. Valero-González FS
13. Kempton LB, Ankerson E, Winter JM: A complication-based learning curve from 200 reverse shoulder arthroplasties. *Clin Orthop Relat Res*. 2011; 469(9): 2496-504.
14. Simovitch RW, Gerard BK, Brees JA, Fullick R, Kearse JC: Outcomes of reverse total shoulder arthroplasty in a senior athletic population. *J Shoulder Elbow Surg*. 2015; pii: S1058-2746(15)00135-4.
15. Steen BM, Cabezas AF, Santoni BG, Hussey MM, Cusick MC, Kumar AG, et al: Outcome and value of reverse shoulder arthroplasty for treatment of glenohumeral osteoarthritis: a matched cohort. *J Shoulder Elbow Surg*. 2015; pii: S1058-2746(15)00043-9.
16. Cáceres-Sánchez L, Mesa-Mateo A, Barrionuevo-Sánchez FJ, García-Benítez B, Expósito-Triano S: Total reverse shoulder replacement. Evaluation of the clinical results and complications in a series of 52 cases. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol*. 2015; pii: S1888-4415(15)00027-2.
17. Samitier G, Alentorn-Geli E, Torrens C, Wright TW: Reverse shoulder arthroplasty. Part 1: Systematic review of clinical and functional outcomes. *Int J Shoulder Surg*. 2015; 9(1): 24-31.

18. Alentorn-Geli E, Samitier G, Torrens C, Wright TW: Reverse shoulder arthroplasty. Part 2: Systematic review of reoperations, revisions, problems, and complications. *Int J Shoulder Surg.* 2015; 9(2): 60-7.
19. Prótesis de hombro. Historia de las prótesis de hombro. Dr. Felipe toro Saelzer
20. Visotsky JI, Basamania C, Seebauer L, Rockwood CA, Jensen KI: Cuff tear arthropathy: pathogenesis, classification, and algorithm for treatment. *J Bone Joint Surg Am.* 2004; 86-A Suppl 2: 35-40.
21. Neer CS 2nd, Craig EV, Fukuda H: Cuff-tear arthropathy. *J Bone Joint Surg Am.* 1983; 65(9): 1232-44.
22. Hamada K, Fukuda H, Mikasa M, Kobayashi Y: Roentgenographic findings in massive rotator cuff tears. *Clin Orthop Relat Res.* 1990; (254): 92-6.
23. Guerra-Soriano F, Ruiz-Suárez M, Encalada-Díaz MI, Pérez-Domenech J, Moscona-Mishy L, Valero-González FS: The Seebauer classification for the staging of arthropathy due to rotator cuff massive tear: intra- and interobserver concordance analysis. *Acta Ortop Mex.* 2010; 24(6): 390-4.
24. Flatow EL, Harrison AK: A history of reverse total shoulder arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2011; 469(9): 2432-9.
25. Jazayeri R, Kwon YW: Evolution of the reverse total shoulder prosthesis. *Bull NYU Hosp Jt Dis.* 2011; 69(1): 50-5.
26. Grammont P, Trouilloud P, Laffay JP, Deries X: Concept study and realization of a new total shoulder prosthesis. *Rhumatologie.* 1987; 39: 407-18.
27. Baulot E, Sirveaux F, Boileau P: Grammont's idea: The story of Paul Grammont's functional surgery concept and the development of the reverse principle. *Clin Orthop Relat Res.* 2011; 469(9): 2425-31.
28. Frankle M, Siegal S, Pupello D, Saleem A, Mighell M, Vasey M: A reverse shoulder prosthesis for glenohumeral arthritis associated with severe rotator cuff deficiency: a minimum two year follow up study of sixty patients. *J Bone Joint Surg Am.* 2005; 87(8): 1697-705.
29. Rockwood CA, Wirth MA, Matsen FA, Lippitt SB. *Hombro. 4ª edición.* Madrid: Marbán; 2014.
30. Grammont PM, Trouilloud P, Laffay JP, Deries X. Etude et réalisation d'une nouvelle prothèse d'épaule. *Rheumatologie.* 1987;39:17-22.
31. Ackland DC, Richardson M, Pandey MG. Axial rotation moment arms of the shoulder musculature after reverse total shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2012; 94:1886-95.
32. Ackland DC, Roshan-Zamir S, Richardson M, Pandey MG. Muscle and joint-contact loading at the glenohumeral joint after reverse total shoulder arthroplasty. *J Orthop Res* 2011;29:1850-8.
33. Ackland DC, Roshan-Zamir S, Richardson M, Pandey MG. Moment arms of shoulder musculature after reverse total shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2010;92:1221-30.
34. Bergmann JH, De Leeuw M, Janssen TW, Veeger DH, Willems WJ. Contribution of the reverse endoprosthesis to glenohumeral kinematics. *Clin Orthop Relat Res* 2008;466:594-8.
35. Schunke M, Schulte E, Schumacher U. *Prometheus: texto y atlas de anatomía. 1ª*

- edición. Madrid. Panamericana; 2006.
36. Zumstein MA, Pinedo M, Old J, Boileau P. Problems, complications, reoperations, and revisions in reverse total shoulder arthroplasty: A systematic review. *J Shoulder Elb Surg Am.* 2011;20:146-57.
 37. Walker M, Brooks J, Willis M, Frankle M. How reverse shoulder arthroplasty Works. *Clin Orthop Relat Res.* 2011;469:2240-2451.
 38. Maier MW, Caspers M, Zeifang F, Dreher T, Klotz MC, Wolf SI. How does reverse shoulder replacement change the range of motion in activities of daily living in patients with cuff tear arthropathy? A prospective optical 3D motion analysis study. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2014;134:1065-1071.
 39. Alta TDW, De Toledo JM, Veeger HE, Janssen TW, Willems WJ. The active and passive kinematic difference between primary reverse and total shoulder prostheses. *J Shoulder Elbow Surg.* 2014;23:1395-1402.
 40. De Toledo JM, Loss JF, Janssen TW, Van del Scheer JW, Alta TD, Willems WJ. Kinematic evaluation of patients with total and reverse shoulder arthroplasty during rehabilitation exercises with different loads. *Clinical Biomechanics.* 2012;27:793-800.
 41. Fisioterapia en prótesis invertida de hombro: Revisión bibliográfica. Laura Rodríguez González.
 42. Wirth, MA, et. Alabama. "Injerto óseo de compactación en la prótesis de hombro protésico". *Revista de Cirugía de la articulación ósea* 2007.
 43. Cabeza, WC, et. Alabama. "La aleación de titanio como material de elección para los componentes femorales sin cemento en la artroplastia total de cadera", *Orthopedics Clinical and Related Research* 1995.
 44. Karelse, AT, et. al., "Relación del componente protésico de la prótesis de hombro total inversa Delta III en el plano transversal del cuerpo", *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 2008.
 45. Boileau, P., et. Alabama. "Prótesis inversa de Grammont: Fundamentos del diseño y biomecánica". *Journal Shoulder Elbow Surgery* 2005.
 46. Artroplastia reversa de hombro. Indicaciones y técnica quirúrgica. Sebastián E. Valbuena, Ignacio Seré, Enrique E Pereira y Philippe Valenti.
 47. Litchfield RB, McKee MD, Balyk R, Mandel S, Holtby R, Hollinshead R, et al. Cemented versus uncemented fixation of humeral components in total shoulder arthroplasty for osteoarthritis of the shoulder: a prospective, randomized, double-blinded clinical trial. *A JOINTS Canada Project. J Shoulder Elbow Surg* 2011;20:529-36.
 48. Melis B, DeFranco M, L'adernmann A, Mol'e D, Favard L, N' erot C, Maynou C, Walch G. An evaluation of the radiological changes around the Grammont reverse geometry shoulder arthroplasty after eight to 12 years. *J Bone Joint Surg Br.* 2011 Sep;93(9):1240-6.
 49. Humeral Stem Loosening Following Reverse Shoulder Arthroplasty A Systematic Review and Meta-Analysis. Ben Grey, MBChB, FCOth(SA), MMed(Orth), MSc(Med) Reitze N. Rodseth, MBChB, FCA, MMed, MSc, PhD Stephen J. Roche, MBChB, FCS (Orth)
 50. Functional and radiologic outcomes of uncemented reverse shoulder arthroplasty in proximal humeral fractures: cementing the humeral component is not necessary. Seung-Min Youn, BHB, MBChB*, Shaneel Deo, BHB (Hons), MBChB, FRACS, Peter C. Poon, BHB, MBChB, FRACS.

51. Valenti P. Décompression sous acromiale sous arthroscopie. *Chir. Main* 2006;25(Suppl.1)S22-8.
52. Boileau P, Watkinson DJ, Hatzidakis AM, et al. Grammont reverse prosthesis: design, rationale, and biomechanics. *J Shoulder Elbow Surg.* 2005; 14: (Suppl 1)S 147-61.
53. DeWilde L, Mombert M, Valpetegem P, et al. Revision of shoulder replacement with a reversed shoulder prosthesis (Delta III): Report of five cases. *Acta Orthop Belg* 2001;67:348-53.
54. Olley LM, Carr AJ. The use of a patient-based questionnaire (the Oxford Shoulder Score) to assess outcome after rotator cuff repair. *Ann R Coll Surg Engl.* 2008;90:326–331. [PMC free article] [PubMed]
55. Frich LH, Noergaard PM, Brorson S. Validation of the Danish version of Oxford Shoulder Score. *Dan Med Bull.* 2011;58:A4335. [PubMed]
56. The effect of rotator cuff tears on reaction forces at the glenohumeral joint. Parsons IM, Apreleva M, Fu FH, Woo SL. *γ*
57. Evaluation of Repair Tension in Arthroscopic Rotator Cuff Repair: Does It Really Matter to the Integrity of the Rotator Cuff? Kim DH, Jang YH, Choi YE, Lee HR, Kim SH.
58. Reverse shoulder arthroplasty for acute fractures in the elderly: Is it worth reattaching the tuberosities? P.Boileau, T. D. Alta, L. Decroocq, F. Sirveau, P. Clavert, L. Favard y M. Chelli.
59. Cemented vs pressfit humeral stem. J. Berhouet, J. Brunet, M. Chelli y L. Favard