



UNIVERSIDAD MIGUEL HERNÁNDEZ
Facultad de Medicina
Departamento de Histología y Anatomía

TESIS DOCTORAL

**INFLUENCIA DE LOS FACTORES ANATÓMICOS EN EL
RESULTADO DE LAS PRÓTESIS DE HOMBRO PARA EL
TRATAMIENTO DE LAS FRACTURAS PROXIMALES DE
HÚMERO EN PACIENTES DE EDAD**

Emilio Sebastián Forcada

Elche, 2014

Facultad de Medicina
Departamento de Histología y Anatomía

TESIS DOCTORAL

**INFLUENCIA DE LOS FACTORES ANATÓMICOS EN EL RESULTADO DE
LAS PRÓTESIS DE HOMBRO PARA EL TRATAMIENTO DE LAS
FRACTURAS PROXIMALES DE HÚMERO EN PACIENTES DE EDAD**

Realizada por

Emilio Sebastián Forcada

Directores de la Tesis

Dr. Alejandro Lizaur Utrilla

Doctor en Medicina y Cirugía

Jefe del Servicio de COT del Hospital General Universitario de Elda

Prof. Dr. Vicente Gil Guillén

Profesor Titular del Departamento de Salud Pública

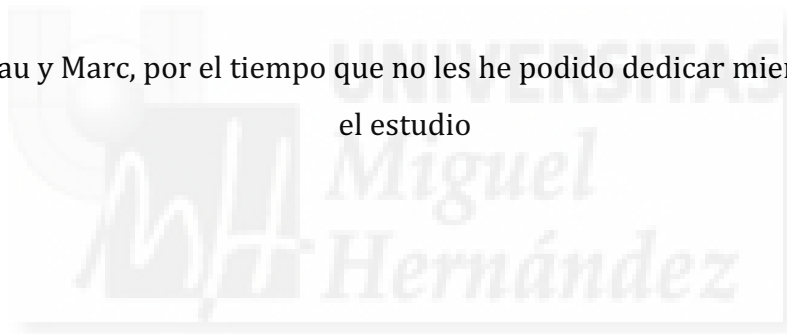
Jefe de la Unidad de investigación del Hospital General Universitario de Elda

Elche, 2014

Dedicatoria

A mis padres, Emilio y Rosalía,
Porque, con vuestro esfuerzo y dedicación, me habéis dado la posibilidad de alcanzar
mi sueño,
Y, con este estudio, poder demostraros que ese esfuerzo no ha sido en vano.
Muchas gracias

A mis hijos Pau y Marc, por el tiempo que no les he podido dedicar mientras realizaba
el estudio



Vivir no es sólo existir,
sino existir y crear,
saber gozar y sufrir
y no dormir sin soñar.
Descansar, es empezar a morir.

[Gregorio Marañón](#) (1887-1960) Médico y escritor español.

Agradecimientos

Al Dr. D. Alejandro Lizaur Utrilla por la gran capacidad de motivación y potencial de trabajo en todas las actividades científicas que emprende. Su tiempo, dedicación y dirección han sido fundamentales para darle forma a este trabajo. Ha sido un honor tenerlo de Jefe durante estos últimos 20 años de mi vida desde que empecé en el Hospital General Universitario de Elda como residente. Gracias.

Al Profesor D. Vicente Gil Guillen, por sus recomendaciones y consejos, y por su gran ayuda al mantenerme en contacto con la Universidad Miguel Hernández de Elche.

A todos los compañeros del Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología (médicos y enfermeros/as) que están o han estado entre nosotros, y con los que he compartido maravillosas experiencias y vivencias desde que llegué el día 10 de Enero de 1994. No os puedo nombrar a todos, pero sí a Román Cebrián Gómez, primer residente de COT del Servicio y con el que he compartido muchas aventuras dentro y fuera del hospital. Gracias por estar ahí y ayudarme en mis inicios, y en la realización de este estudio.

Finalmente, quiero recordar a dos compañeros y amigos que ya no están entre nosotros. El primero, Antonio Rovira Forcada, que me inculcó el interés que tengo por la patología del hombro, y me animó a que siguiera por ese camino. Y segundo, Lluís Quintana Tomás, con el que comencé mis andanzas en el hospital General Universitario de Elda, compartiendo muchas más cosas y vivencias que el propio interés por la medicina. Gracias.

ÍNDICE

I. RESUMEN.....	1
II. INTRODUCCIÓN.....	3
III. PARTE DOCTRINAL.....	7
3.1. EL HOMBRO	7
3.1.1. DESARROLLO DEL HOMBRO	7
3.1.2. MORFOLOGÍA DEL HOMBRO.....	11
3.1.3. BIOMECÁNICA DEL HOMBRO	21
3.2. LA FRACTURA PROXIMAL DEL HÚMERO.....	29
3.2.1. EPIDEMIOLOGÍA.....	29
3.2.2. MECANISMOS Y FACTORES DE RIESGO	30
3.2.3. CLÍNICA.....	31
3.2.4. DIAGNÓSTICO	31
3.2.5. CLASIFICACIONES.....	33
3.2.6. TRATAMIENTO	39
3.3. LA PRÓTESIS DE HOMBRO.....	44
3.3.1. COMPONENTES Y MATERIALES	44
3.3.2. TIPOS DE FIJACIÓN	45
3.3.3. TIPOS DE PRÓTESIS	46
3.3.4. TÉCNICAS QUIRÚRGICAS.....	57
IV. JUSTIFICACIÓN	65
V. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS.....	67
5.1. HIPÓTESIS	67
5.2. OBJETIVOS.....	67
VI. MATERIAL Y MÉTODOS	69
6.1. DISEÑO Y ÉTICA.....	69
6.2. SELECCIÓN Y MUESTREO DE PACIENTES	69

6.2.1. CRITERIOS DE INCLUSIÓN	69
6.2.2. CRITERIOS DE EXCLUSIÓN	70
6.3. ALEATORIZACIÓN	70
6.4. TAMAÑO DEL ESTUDIO	70
6.5. INTERVENCIÓN	71
6.5.1. GRUPO DE HEMIARTROPLASTIAS	71
6.5.2. GRUPO DE PRÓTESIS INVERSA	72
6.6. VARIABLES DE ESTUDIO	74
6.6.1. VARIABLE PRINCIPAL	74
6.6.2. VARIABLES SECUNDARIAS	75
6.7. SEGUIMIENTO Y EVALUACIÓN	77
6.8. CÁLCULO DE LA RELEVANCIA CLÍNICA (MEDIDAS DE IMPACTO O EFECTO) DE LA INTERACCIÓN Y DE LA ASOCIACIÓN EPIDEMIOLÓGICA	78
6.9. ANÁLISIS ESTADÍSTICO	79
VII. RESULTADOS	81
7.1. CARACTERÍSTICAS PREOPERATORIAS	81
7.2. RESULTADOS GENERALES	83
7.3. RESULTADOS FUNCIONALES	83
7.4. RESULTADOS RADIOGRÁFICOS	88
7.5. COMPLICACIONES Y REINTERVENCIONES	90
7.6. SUPERVIVENCIA DE LA PRÓTESIS	91
VIII. DISCUSIÓN	93
IX. CONCLUSIONES	99
X. BIBLIOGRAFÍA	101
XI. ANEXO I	119

I. RESUMEN

Antecedentes:

Actualmente no hay consenso sobre el tipo de artroplastia a utilizar en las fracturas complejas del húmero proximal en pacientes de edad. El objetivo de este estudio fue comparar los resultados entre la prótesis de hombro inversa (PHI) y la hemiartróplastia (HA).

Material y Métodos:

Sesenta y dos pacientes mayores de 70 años fueron aleatorizados para los grupos PHI (31 pacientes) o HA (31 pacientes). Una paciente del grupo HA murió al año, siendo excluida. El seguimiento postoperatorio medio fue de 28,5 meses (rango, 24-49).

Resultados:

Comparados con los pacientes HA, el grupo de pacientes con PHI obtuvo, significativamente ($p= 0,001$), mayor puntuación media Constant (56,1 vs 40,0), UCLA (29.1 vs 21.1), flexión anterior ($120,3^\circ$ vs $79,8^\circ$) y abducción ($112,9^\circ$ vs $78,7^\circ$), mientras que no había diferencia en la rotación interna ($2,7^\circ$ vs $2,6$; $p= 0.91$). La puntuación DASH era mayor en el grupo HA (17 vs 29; $p= 0.001$). En el grupo HA el 56,6% de las tuberosidades consolidaron anatómicamente y el 30% fueron reabsorbidas. Los pacientes con fallo de tuberosidades tuvieron significativamente peor resultado funcional. Hubo 2 complicaciones (fractura humeral intraoperatoria e infección superficial). Un paciente con rigidez fue sometido a movilización bajo anestesia. Seis pacientes con HA tuvieron migración proximal de la prótesis requiriendo recambio a una PHI. En el grupo PHI el 64,5% de las tuberosidades

consolidaron anatómicamente y en el 13,2% hubo reabsorción. Los resultados funcionales no se relacionaban con el estado de las tuberosidades. En un solo caso se observó notching. Un paciente presentó hematoma postoperatorio y otro una infección profunda que requirió recambio en dos tiempos a otra PHI.

Conclusión general:

Confirmamos la hipótesis de estudio, ya que la prótesis de hombro inversa ha mostrado su efectividad para el tratamiento de las fracturas proximales de húmero complejas y agudas en ancianos. Comparada a la hemiartroplastia, aporta mejor resultado funcional y mayor reducción del dolor. Así mismo, su concepto biomecánico aporta la necesaria estabilidad articular, reduciendo las complicaciones mecánicas y la necesidad de revisiones quirúrgicas para el tratamiento de éstas.

Palabras claves:

Fractura proximal de húmero; Prótesis de hombro inversa; hemiartroplastia.

Nivel de evidencia:

Nivel I; Estudio aleatorizado; Estudio terapéutico.

II. INTRODUCCIÓN

El hombro es una compleja amalgama de huesos, articulaciones, ligamentos, tendones y músculos. Con una amplia movilidad, para su correcto funcionamiento es necesario que todas estas estructuras estén relativamente sanas y ejerzan su función de una manera eficiente y conjunta. Si alguna de ellas, como el húmero proximal, es lesionada tendrá un impacto negativo sobre las demás.

Desde el tratamiento con reducción cerrada descrito por Hipócrates (460 a. JC) y durante el siglo XIX, la fracturas proximales del húmero, mal llamadas fracturas “del hombro”, fueron tratadas con maniobras de reducción cerrada e inmovilización temporal. No es hasta las primeras décadas del siglo XX, en que se desarrollan diversas técnicas quirúrgicas como clavijas metálicas, tornillos o cerclajes con alambre, cuando se comenzó a tratarlas de forma abierta, en un intento de evitar la inmovilización externa que conducía casi ineludiblemente a la rigidez del hombro¹⁵¹. En la segunda mitad del siglo el grupo suizo de osteosíntesis, AO, desarrolla su arsenal para la fijación interna de las fracturas. Dada la mala evolución de las fracturas proximales de húmero, debido a la dificultad de obtener una reducción anatómica estable, el riesgo de necrosis de la cabeza humeral y la secuela de rigidez, Neer, en un clásico estudio de 1970, expone los buenos resultados obtenidos con una prótesis parcial de hombro, en que sustituía la cabeza humeral mediante un vástago diafisario intramedular¹³⁵. Durante las dos últimas décadas se desarrollaron diversos diseños de prótesis de hombro pero los resultados funcionales fueron demasiado variados¹³⁸, hasta llegar a los modernos diseños con resultados más esperanzadores.

Las fracturas de húmero proximal ocupan el tercer lugar en frecuencia en personas mayores de 65 años, tras las fracturas de cadera y las fracturas de radio distal^{6,90}. Dada la mayor longevidad de la población se prevé que habrá un gran

aumento de estos tipos de fracturas en los próximos 20 años¹⁴³. Teniendo en cuenta la incidencia de estas fracturas, no hay duda de que serán un importante problema sanitario, tanto por la incapacidad funcional que pueden conllevar como por los gastos sanitarios derivados de su tratamiento y secuelas¹⁰⁶.

Las fracturas no desplazadas o en ancianos tradicionalmente fueron tratadas de manera conservadora a pesar de la gran incapacidad que solían producir, mientras que las desplazadas o en los jóvenes eran subsidiarias de tratamiento quirúrgico. Actualmente, se piensa que la adecuada elección del tratamiento depende de las características específicas de la fractura y del paciente²⁴. Aunque la gran mayoría de estas fracturas son no desplazadas o con pequeño desplazamiento, y pueden ser tratadas con inmovilización simple y fisioterapia, aproximadamente el 20% son desplazadas y podrían beneficiarse del tratamiento quirúrgico¹³⁷.

Actualmente no existen todavía protocolos de tratamiento de las fracturas de húmero proximal basados en la evidencia, a pesar de que estas fracturas están entre los tipos más frecuentes. Aunque hay cierto consenso en tratar las fracturas en jóvenes con métodos quirúrgicos que conserven la anatomía, como la reducción abierta y fijación interna de la fractura, no es así en las fracturas desplazadas en ancianos, donde la tónica general es restablecer la función lo más rápidamente posible. En pacientes jóvenes las fracturas desplazadas se intenta la reconstrucción anatómica mediante reducción abierta y osteosíntesis, a fin de preservar en lo posible la cabeza humeral. Por el contrario, los pacientes de edad avanzada suelen tener un patrón de conminución significativo debido a la presencia de osteopenia²⁴. Por ello el tratamiento quirúrgico de las fracturas complejas del húmero proximal es todavía controvertido dado que la fijación interna estable suele ser extremadamente difícil ante la conminución y la osteopenia²⁶. Así, tradicionalmente se recomendó en las últimas décadas el tratamiento mediante reemplazo protésico, con hemiartroplastia para restablecer la funcionalidad lo más rápido posible²⁴.

La hemiartroplastia ha sido considerada una buena opción quirúrgica para pacientes de edad avanzada con baja demanda y pobre calidad ósea en los que la

reducción y la estabilización de la fractura no puede ser alcanzada con fijación interna¹⁴². Sin embargo, muchos autores han publicado que los resultados de la hemiartroplastia estaban estrechamente relacionados con la exactitud de la reducción y sobre todo de la curación de las tuberosidades^{5,11} a fin de restablecer la función del manguito de los rotadores. Pero debe tenerse en cuenta que muchos de estos ancianos con fractura presentan, previamente al traumatismo, lesiones degenerativas del manguito de los rotadores, o bien, y debido a la conminación generada, el traumatismo suele provocar la lesión de dicho manguito.

La prótesis de hombro inversa se ha propuesto como una opción terapéutica alternativa para las fracturas de húmero proximal aguda complejas^{22,103,133}, especialmente en pacientes ancianos con artrosis o deficiencia del manguito rotador. La ventaja teórica de la prótesis inversa es que los resultados funcionales parecen depender menos de la curación de las tuberosidades y de la integridad del manguito rotador²², aunque esto está todavía en discusión. Aunque se han publicado buenos resultados con prótesis inversa, también se han descrito problemas, como aflojamiento del componente glenoideo⁵⁹ o erosión glenoidea inferior (*notching*)¹⁵⁹.

A pesar de que la fractura proximal de húmero en ancianos es una lesión relativamente frecuente, hasta la fecha no hay consenso sobre qué tipo de artroplastia es mejor para el tratamiento de las mismas²⁴. La falta de estudios válidos ha dado lugar a la imposibilidad de obtener conclusiones clínicas útiles y directrices claras para su tratamiento¹¹¹. Una reciente revisión sistemática Cochrane llegó a la conclusión de que no podía aportar recomendaciones para el tratamiento de las fracturas de húmero proximal debido a la falta de evidencias en la literatura⁸⁵. Se han publicado muchas series de casos, la mayoría retrospectivos, respecto a la utilización de los tipos de artroplastias, siendo sus resultados muy variables. Hay pocos estudios comparativos en la literatura, de manera que nosotros tan sólo hemos encontrado cinco, de los que cuatro eran retrospectivos^{18,68,70,176}, y uno prospectivo pero no aleatorizado⁴³.



III. PARTE DOCTRINAL

3.1. EL HOMBRO

3.1.1. DESARROLLO DEL HOMBRO

Para su desarrollo, el hombro sigue un esquema endocondral caracterizado por tres etapas. La primera mesenquimatosa, que abarca desde la formación embrionaria hasta la diferenciación de esta articulación en la cuarta semana embrionaria. La segunda está constituida por la maqueta cartilaginosa que dará su conformación final y abarca desde la cuarta semana de la vida embrionaria hasta los 16 años de edad. A partir de ahí comienza la tercera etapa, caracterizada por la osificación total de sus estructuras cartilaginosas, marcada por el cierre de las fisas e integración de los núcleos secundarios de osificación al resto del hueso.

Desarrollo embrionario y fetal

Las extremidades se desarrollan como crecimientos en la pared ventrolateral del cuerpo, hacia el final de la cuarta semana (embrión de 7-10 mm). Las yemas de las extremidades, o primordios, resultan de proliferaciones localizadas del mesodermo somático. Las de las extremidades superiores son visibles hacia el día 26, y las de las inferiores hacia el día 28. Las yemas de las extremidades superiores se desarrollan opuestas a los segmentos cervical y caudal, y las de los miembros inferiores aparecen opuestas a los segmentos lumbar y sacrocraneal (embrión 6 semanas, 9-14 mm). Los estadios primarios del desarrollo de las extremidades, son similares para ambas. Los primordios se alargan por proliferación del mesénquima dentro de ellas⁹⁷.

Cada yema de la extremidad consiste de un centro de mesénquima derivado de una capa somática mesodérmica y una capa que lo recubre de ectodermo de superficie. En la punta de cada yema, se multiplican las células ectodérmicas para formar un engrosamiento localizado, conocido como cresta ectodérmica apical. Esta cresta ejerce una influencia inductiva en el mesénquima del miembro, que promueve el rápido crecimiento y desarrollo de las extremidades (Fig. 1).

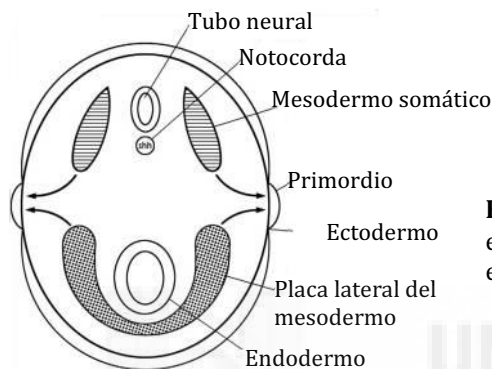


Fig. 1. Inicio de las yemas (primordios) de las extremidades. Partes del mesodermo migran al ectodermo suprayacente

Durante la quinta semana, los extremos distales de las yemas de las extremidades con apariencia de aleta, se aplanan para formar placas de mano y pie con apariencia de paleta. Hacia el final de la sexta semana, una parte del tejido mesenquimatoso en las placas de la mano se condensa para formar rayos digitales, los cuales definen la aparición de los dedos. Pronto aparecen hendiduras entre los rayos digitales y rápidamente se rompe el tejido en los surcos entre los rayos digitales. Este proceso produce dedos separados (dedos y orfejos) durante la octava semana.

A medida que se alargan las extremidades, se forman los huesos (5ª semana). Los huesos aparecen al principio como condensaciones de células mesenquimatosas que constituyen los modelos o moldes mesenquimatosos de los huesos. Algunos huesos, como la escápula, se desarrollan en este mesénquima (tejido conectivo embrionario) por osificación intramembranosa. En otros casos, como el húmero o la clavícula, los modelos óseos mesenquimatosos se transforman en modelos cartilaginosos de la siguiente manera: las células mesenquimatosas que se han

agregado en la formación del futuro hueso, se diferencian en células cartilaginosa embrionarias llamadas condroblastos. Estas células secretan matriz cartilaginosa, de manera que el modelo óseo pronto se convierte en cartílago hialino. El modelo óseo cartilaginoso se osifica más tarde por formación ósea endocondral (Fig. 2).

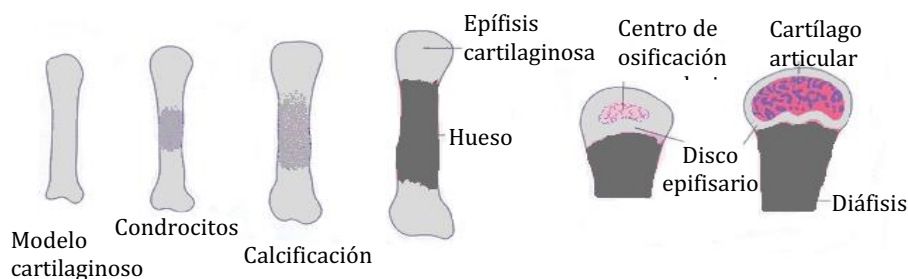


Fig. 2. Fases de la osificación endocondral en el húmero

Al principio, se crea un esqueleto mesenquimatoso mientras que se agregan las células para formar los primordios de los huesos en los miembros en desarrollo, en la parte temprana de la quinta semana. Aparecen centros de condricación al término de la quinta semana, y hacia el final de la sexta todo el esqueleto de las extremidades es cartilaginoso. Hacia la séptima semana (embrión de 21-31 mm), los miembros son largos y se hayan flexionados en rodillas y codos; los dedos de la manos y pies aparecen libres (Fig. 3). En esta fecha se inicia la osteogénesis, u osificación de los huesos largos de las extremidades, a partir de los centros primarios de osificación localizados en medio de los huesos largos. La osificación de estos huesos está bien avanzada hacia la doceava semana³.



Fig. 3. Embrión de 8 semanas (estadio 22; 30 mm).

Entendemos por período fetal desde la semana 12 de vida intrauterina hasta el momento del parto. A partir de esta fecha aparecen cambios importantes en el hombro¹. En la semana 16, se desarrollan los ligamentos glenohumerales intracapsulares. Así mismo, el labrum glenoideo, el tendón del bíceps y los tres ligamentos glenohumeral formarán un anillo completo alrededor de la fosa glenoidea constituyendo una unidad funcional, fundamental para la estabilización de la articulación.

Desarrollo postnatal

Tras el nacimiento, los huesos tienen su forma normal, pero inmaduros continuarán su crecimiento el grosor y longitud a partir de los núcleos secundarios de osificación y de las fisis de crecimiento (Fig. 4). El crecimiento en longitud del brazo es fundamentalmente a expensas de la fisis distal del húmero.

El húmero está osificado por ocho centros, uno primario y 7 secundarios, para cada una de las siguientes partes: el cuerpo, la cabeza, el tubérculo mayor, el tubérculo menor, el cóndilo, la tróclea, y uno para cada epicóndilo. El centro de osificación primario para el cuerpo aparece cerca de la mitad de la diáfisis en la octava semana de vida fetal, y pronto se extiende hacia las extremidades. Al nacimiento, el húmero está osificado en casi toda su longitud, siendo cartilagosos sólo los extremos del mismo. Durante el primer año, a veces antes del nacimiento, la osificación comienza en la cabeza humeral, en el segundo año aparece el centro para la tuberosidad mayor (troquíter), y hacia el quinto año la de la tuberosidad menor (troquín). Hacia el sexto año ambas tuberosidades se han unido entre sí y con la cabeza humeral, formando una sola epífisis grande, que se fusionará con diáfisis tras la adolescencia (Fig. 5), hacia los 16 años en la mujer y a los 17-20 años en el varón.

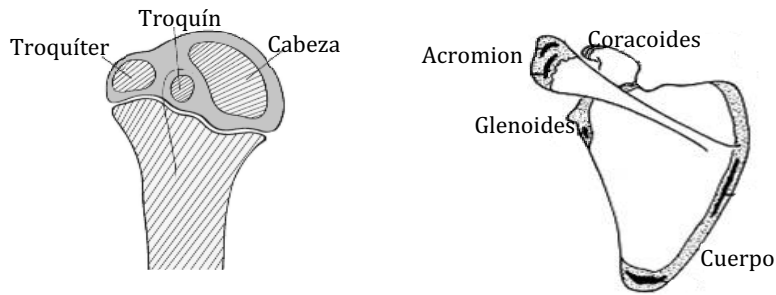


Fig. 4. Núcleos secundarios de osificación del húmero proximal y de la escápula.

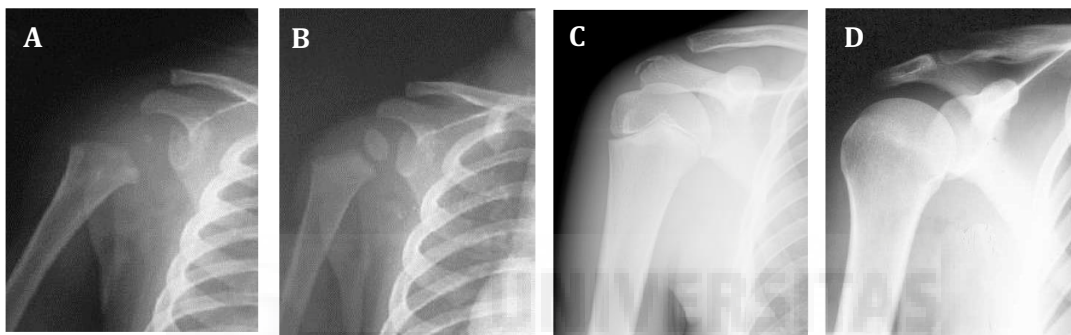


Fig. 5. Radiografías del hombro en neonato (A), lactante (B), adolescente (C) y adulto joven (D).

3.1.2. MORFOLOGÍA DEL HOMBRO

El hombro es una entidad fundamental para la función de la mano, distintivo de la especie humana. Es funcionalmente complejo, formando parte de la llamada cintura escapular. Esta está formada por tres huesos, clavícula, escápula y húmero, y tres articulaciones reales, escápulo-humeral, acromio-clavicular y esterno-clavicular, y una virtual, escápulo-torácica (Fig. 6)



Fig. 6. Esquema de la cintura escapular y radiografía de adulto.



Clavícula

Es un hueso largo en forma de S itálica (Fig. 7). Une el esqueleto apendicular superior (la escápula) con el esqueleto axial (el esternón). En su cara superior, en la porción medial se insertan los músculos esternocleidomastoideo y el esternocleidohioideo. En la mitad anterior se inserta el pectoral mayor, mientras que en la porción lateral posterior lo hace el trapecio, y en la lateral anterior el deltoides. En su cara inferior, en el extremo esternal se inserta el ligamento costo-clavicular, en la porción media el músculo subclavio, y en el extremo acromial los ligamentos coracoclaviculares lateral (trapezoide) y medial (conoide). Los extremos tienen las carillas o facetas articulares; en el extremo esternal o medial es bicóncava y forma una diartrosis del tipo de encaje recíproco o silla de montar. En el extremo acromial se articula con dicha apófisis mediante un menisco fibrocartilaginoso.



Fig. 7. Clavícula.

Escápula

También llamado omóplato (Fig. 8). Es un hueso grande, plano, triangular, ubicado en la región superior, posterior y lateral del tórax a nivel de las primeras siete costillas. Tiene una amplia movilidad, factor determinante para los movimientos del hombro. La cara anterior o costal está en contacto con la pared torácica, insertándose el músculo subescapular, y en su borde medial el músculo serrato anterior (serrato mayor). La cara posterior está dividida por la llamada espina de la escápula, la cual termina como proceso acromial para articularse con la clavícula, de manera que en la fosa superior se inserta el músculo supraespinoso, y en la inferior el infraespinoso. En el borde medial de la escápula se insertan, de arriba hacia abajo, los músculos elevador de la escápula, romboides menor, romboides mayor y parte del serrato anterior. En la porción superior del borde medial se encuentra la cavidad glenoidea,

para articularse con la cabeza del húmero, que al ser de diferentes tamaños precisa para su coaptación de un rodete fibrocartilaginoso o labrum. La glena se une a la escápula por un estrecho denominado cuello de la escápula. Entre la escotadura supraescapular y la glena se encuentra el proceso coracoides que tiene forma de gancho, es incurvado como el pico de un cuervo y en él se insertan los músculos pectoral menor y coracobraquial así como los ligamentos coraco-acromiales y coraco-claviculares.

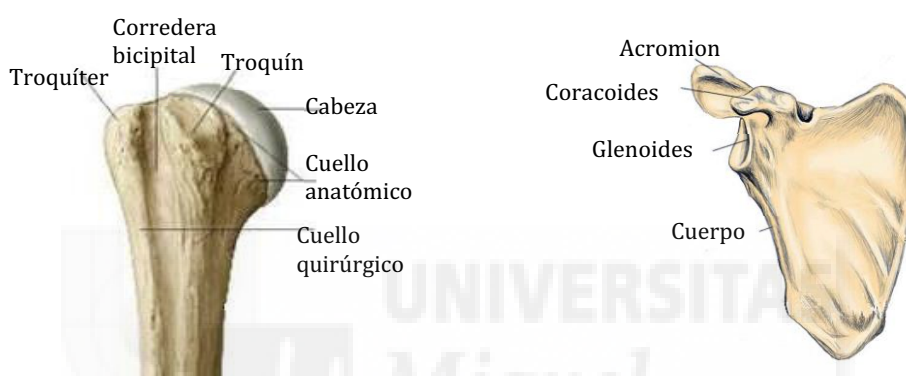


Fig. 8. Húmero proximal y escápula

Húmero

Es un hueso largo compuesto de una epífisis proximal o cabeza, una diáfisis o cuerpo, y una epífisis distal (Fig. 8). La cabeza tiene forma de $2/3$ de esfera, un cuello anatómico, y luego una porción llamada cuello quirúrgico que es una zona más delgada entre epífisis y diáfisis. En la cabeza se encuentran dos tuberosidades, una mayor o troquíter y otra menor o troquín, separadas por un surco que se proyecta hacia la diáfisis, llamado corredera bicipital porque por ahí corre el tendón de la cabeza larga del bíceps. Por la diáfisis se encuentra, en la región anterolateral del tercio superior, la tuberosidad deltoidea para inserción de dicho músculo, y otra rugosidad más medial para el músculo coracobraquial. En su extremo distal, epífisis distal se encuentran el capítulum humeral o cóndilo lateral, y separado por un surco (capítulum troclear) la tróclea humeral. Hacia medial nos vamos a encontrar con un gran proceso, la epitróclea o epicóndilo medial. Por la región posterior se encuentra

la fosa olecraneana, para articular con el proceso olecraneano del cúbito. Hay tres relaciones importantes entre la cabeza, las tuberosidades y la diáfisis^{120,173}. La cabeza presenta una retroversión de unos 30° en relación a los cóndilos del codo, 120°-140° de inclinación respecto a la diáfisis, y una traslación relativa de la superficie articular cefálica respecto a las tuberosidades de 3-20 mm.

Articulación escápulo-humeral

Es una articulación del género de las diartrosis y del tipo de las enartrosis; la cavidad glenoidea de la escápula es cóncava y la cabeza humeral convexa. La cavidad glenoidea tiene una superficie articular mucho menor que la cabeza humeral, por lo cual se reviste de un cartílago denominado rodete glenoideo o labrum. La cápsula articular es muy laxa; se inserta en el reborde de la cavidad glenoidea y en la superficie del rodete glenoideo, siendo penetrada por el tendón de la porción larga de bíceps arriba y por el tendón de la porción larga del tríceps abajo. La cápsula articular está reforzada en sus partes superior y anterior por los ligamentos escápulo-humerales que por su dirección se denominan supragleno-suprahumeral, supragleno-prehumeral y pregleno-prehumeral (Fig. 9).

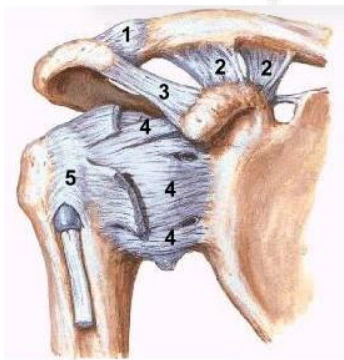


Fig. 9a. Ligamentos del hombro: acromioclavicular (1), conoide y trapezoide (2), coracoacromial (3), glenohumerales (4) y transverso (5).

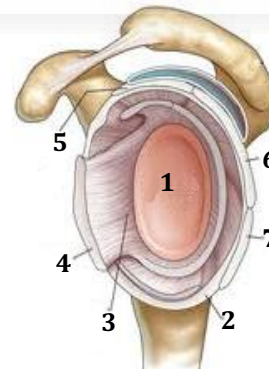


Fig. 9b. Cavidad glenoidea: fosa glenoidea (1), cápsula (2), lig. glenohumeral (3), subescapular (4), supraespinoso (5), infraespinoso (6), redondo menor (7).

Los anteriores ligamentos capsulares no son suficientes para proteger la

articulación, por lo que en su estabilización juegan un importante papel otros ligamentos, además de por los tendones del manguito de los rotadores. El ligamento coraco-humeral, fuerte y grueso, que se inserta sobre el borde lateral del coracoides, de aquí se dirige al húmero y llega a fusionarse con la cápsula articular, y termina en dos fascículos, uno para cada tuberosidad. Los ligamentos glenohumerales, que son tres: superior, medio e inferior. El superior se inserta por debajo y delante del coraco-humeral, superior al labrum glenoideo, y termina entre el cuello anatómico del húmero encima del tubérculo menor. El medio se inserta próximamente junto con el superior y termina en la tuberosidad mayor. El inferior es el más largo, ancho y fuerte de los tres, y se inserta en toda la porción anterior del labrum glenoideo, terminando por debajo del cuello quirúrgico, entre las inserciones del subescapular y el redondo menor.

Músculos

Los músculos fundamentales que intervienen en la articulación del hombro son el deltoides, supra e infraespinoso, subescapular y redondos mayor y menor y bíceps braquial (Fig. 10). Son los estabilizadores dinámicos, insertándose todos desde la escápula al húmero, de manera que mantienen el contacto articular en todas las condiciones estáticas y dinámicas. Esta disposición permite una considerable libertad de movimientos en todas direcciones al tiempo que se conserva la estabilidad articular.

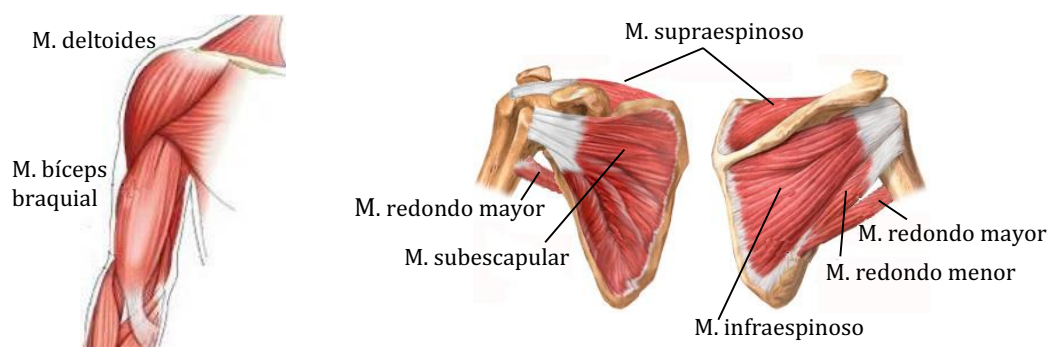


Fig. 10. Músculos del hombro

El músculo deltoides es el principal y más potente, siendo el abductor por excelencia⁶⁴. Se origina en el borde anterior y cara superior del tercio lateral de la clavícula, borde lateral y cara superior del acromion y borde inferior de la espina escapular. Sus fibras convergen por debajo en un tendón, que se inserta en la tuberosidad deltoidea en la cara lateral de la diáfisis del húmero. Su irrigación se debe a la rama acromial y deltoidea de la arteria acromio-torácica, arteria circunfleja posterior y anterior, arteria subescapular y arteria humeral profunda. La inervación depende del nervio axilar, C5-6.

El músculo supraespinoso se sitúa en la parte superior de la escápula. Se origina en la fosa supraespinosa y en la fascia que la cubre, discurre por debajo del acromion y por encima de la articulación glenohumeral y se inserta en la carilla superior del troquíter, formando parte del manguito de los rotadores. El músculo circunscribe la parte superior de la cabeza humeral, y sus fibras se orientan directamente hacia la glenoides, así que también es importante para estabilizar la articulación glenohumeral. La inervación del supraespinoso proviene del nervio supraescapular (C5 y un poco de C6). Su irrigación arterial principal es la arteria supraescapular. La función de este músculo es importante porque es activo en cualquier movimiento en el que se produce abducción⁶⁶.

El músculo infraespinoso es el segundo músculo más activo del manguito de rotadores. Se origina en la fosa infraespinosa de la escápula, cubriendo una fascia densa y la espina escapular. Posee un tendón ancho que se dirige lateralmente y se inserta en el troquíter, por detrás y por debajo del tendón del supraespinoso. Es uno de los dos principales rotadores externos del húmero, y produce cerca del 60% de la fuerza para la rotación externa⁷². Está inervado por el nervio supraescapular, C5-6. Generalmente, se describe que su irrigación proviene de dos ramas de la arteria supraescapular y arteria circunfleja anterior.

El músculo subescapular tiene su origen en la fosa subescapular, donde cubre la mayor parte de la superficie anterior de la escápula. El tendón del músculo subescapular constituye la porción anterior del manguito de los rotadores. El

subescapular funciona como rotador interno y estabilizador pasivo contra la subluxación anterior y a través de sus fibras inferiores, deprime la cabeza humeral. Su inervación casi siempre es doble: los nervios subescapular superiores (C5) inervan la mitad superior, y los subescapulares inferiores (C5 y C6), el 20% inferior. La irrigación de este músculo proviene de ramas de arterias supraescapular, axilar y escapular inferior.

El músculo redondo mayor se origina en la superficie de la cara dorsal del ángulo escapular inferior y asciende lateralmente en un tendón plano que se inserta en el labio medial de la corredera bicipital del húmero. El tendón está separado por una bolsa del músculo dorsal ancho aunque los tendones pueden unirse en sus bordes inferiores. El riego sanguíneo depende de la rama toracodorsal de la arteria subescapular y la arteria circunfleja humeral posterior. Se inerva por el nervio supraescapular inferior C5 - 6-7.

El músculo redondo menor tiene su origen muscular en la porción media del borde lateral de la escápula. Se inserta en la porción inferior del troquíter. Es uno de los pocos rotadores externos del húmero. Ocasiona hasta el 45% de la fuerza de rotación externa, y es importante para controlar la estabilidad en dirección anterógrada. Su irrigación provienen de varios vasos de la región, pero el más constante es la rama de la arteria circunfleja escapular humeral posterior. Este músculo se encuentra inervado por la rama posterior del nervio axilar (C5 y C6).

Al bíceps braquial algunos autores⁸¹ le han llamado el "cuarto rotador" ya que su posición y función depresora de la cabeza humeral lo hacen esencial para mantener la estabilidad de la articulación glenohumeral. Su porción larga se origina en el tubérculo supraglenoideo de la escápula, y su porción corta en la apófisis coracoides del mismo hueso. Ambas cabezas musculares se juntan para insertarse mediante un tendón único en la apófisis bicipital del radio. La porción proximal del tendón de la cabeza larga del bíceps es de localización intraarticular y extrasinovial. La vaina sinovial se refleja sobre sí misma hasta formar la vaina visceral que rodea el tendón bicipital. La vaina está abierta, y se comunica de manera directa con la articulación glenohumeral y

termina en una bolsa ciega a la altura de la corredera bicipital. Es un poderoso supinador y flexor del codo pero al igual que el manguito rotador, participa en la estabilización de la articulación glenohumeral y en la flexión del hombro como depresor de la cabeza humeral.

Manguito de los rotadores

Es una entidad funcional formada por los tendones de cuatro músculos: supraespinoso, infraespinoso, redondo menor y subescapular (Fig. 11). Aunque son tendones distintos, se ha demostrado⁴⁴ que se fusionan para formar una inserción común ancha y continua en las tuberosidades del húmero, de manera que la tensión o carga sobre la unidad musculotendinosa se distribuye directa o indirectamente sobre un área extensa. Esta área está reforzada por los ligamentos coracohumeral y glenohumeral⁵⁴.

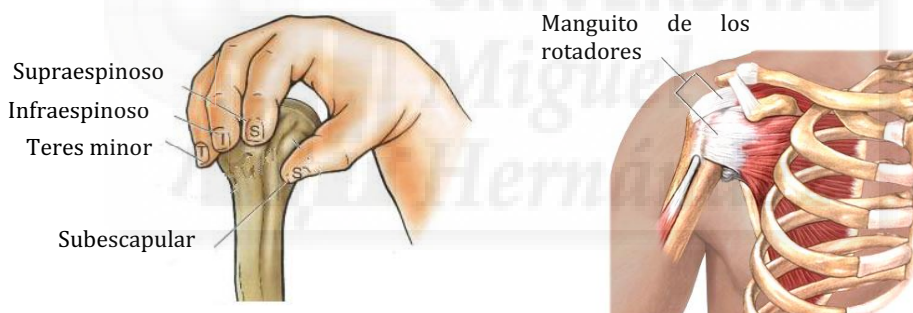


Fig. 11. Músculos del manguito de los rotadores

El intervalo del manguito de los rotadores es un espacio situado entre el tendón del subescapular y del supraespinoso y tiene una placa fibrosa que mantiene estabilizado el tendón del bíceps por encima de él y de la cápsula articular que lo cubre en forma de techo. Esta estructura está formada por el ligamento coracohumeral con algunas fibras del supraespinoso y subescapular que se extienden hasta él⁸⁴. Parte de este ligamento y del ligamento glenohumeral superior forman una banda más laxa que rodea a la cabeza del tendón bicipital y que se inserta en el troquín y se conoce como polea de reflexión⁶⁵.

Espacio subacromial

Está definido por la cabeza humeral inferiormente, superiormente por la superficie inferior y borde anterior del tercio externo del acromion, ligamento coracoacromial y articulación acromioclavicular superiormente²⁴. El espacio subacromial (Fig. 12) está ocupado por el tendón del supraespinoso, bolsa subacromial, tendón de la cabeza larga del bíceps braquial y cápsula de la articulación del hombro.

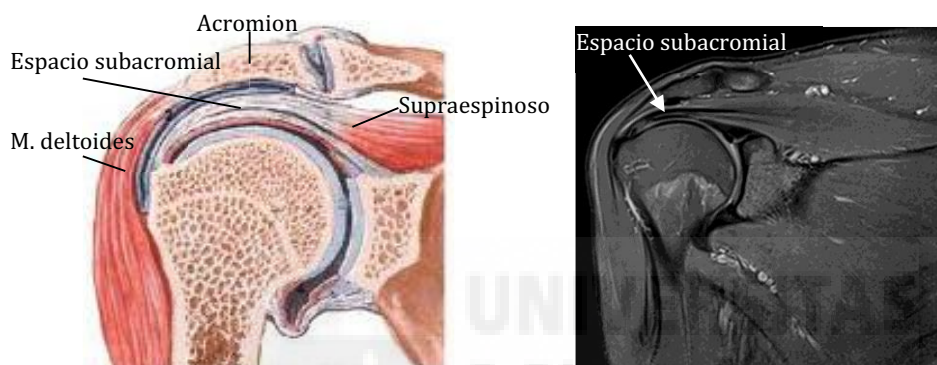


Fig. 12. Espacio subacromial: esquema y resonancia magnética de hombro

Vascularización del húmero proximal

El extremo proximal del húmero está irrigado por las arterias circunflejas humerales posterior y anterior, ramas de la arteria axilar (Fig. 13).

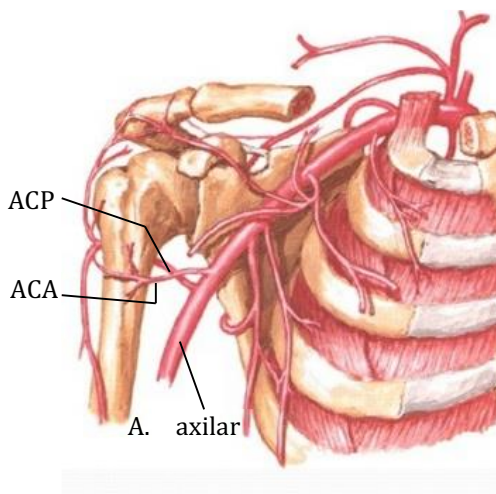


Fig. 13. Arterias circunfleja anterior (ACA) y posterior (ACP), ramas de la a. axilar, que pueden ser lesionadas por el traumatismo.

Clásicamente se pensaba que la rama anterolateral de la arteria circunfleja anterior proporcionaba el mayor flujo sanguíneo a la cabeza humeral¹²⁵. Otros autores⁷⁴ también mostraron que esta rama era la principal fuente de irrigación de la cabeza, pero auxiliada por la arteria arcuata para irrigar las tuberosidades y por la arteria circunfleja humeral posterior para irrigar la porción posteroinferior de la cabeza. Por el contrario, algunos autores⁵⁰ pensaban que la circunfleja posterior era la más importante. Un reciente estudio⁸⁹ demostró que la circunfleja posterior proporcionaba el 65% de la irrigación de la cabeza, en tres de sus cuadrantes, mientras que la anterior proporcionaba solo el 35% (Fig. 14).

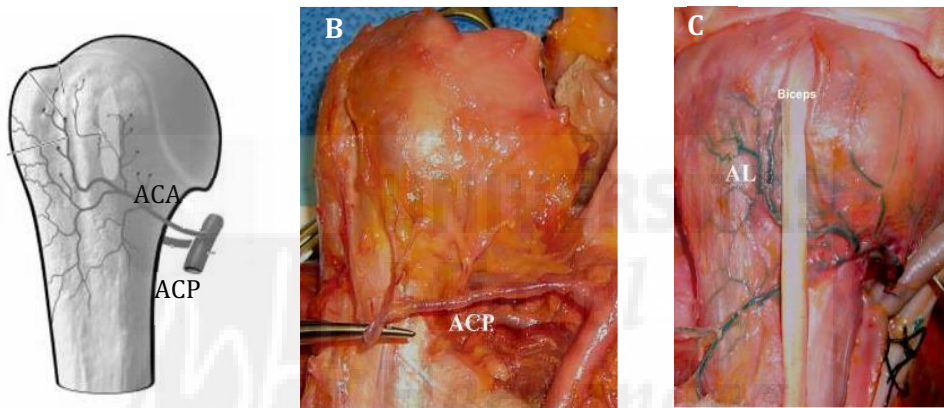


Fig. 14. Vascularización de la cabeza humeral. A) arterias circunflejas anterior (ACA) y posterior (ACP). B) Vista posterior, con ACP. C) Vista anterior, con rama anterolateral (AL) de la ACA

Otra referencia vascular importante es la vena cefálica, que transcurre en el surco interdeltopectoral y puede lesionarse en los accesos quirúrgicos (Fig. 15).

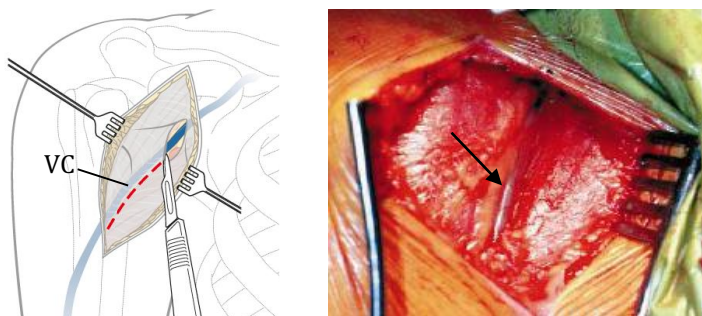


Fig. 15. Vena cefálica (VC) en el surco entre deltoideo y pectoral mayor

Inervación en el hombro

Toda la musculatura del hombro está inervada por ramas del plexo braquial y todas pueden ser lesionadas por el propio traumatismo o por el acceso quirúrgico.

El mayor peligro existe para el nervio axilar (o circunflejo) (Fig. 16), que se origina en los nervios cervicales 5-6 (que también originan al nervio radial), y acompañando a la arteria circunfleja posterior se dirige a través del espacio axilar externo, pasa alrededor de la parte posterior del cuello quirúrgico del húmero y llega hasta los músculos redondo menor y deltoides.

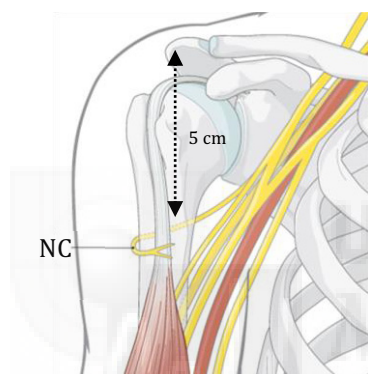


Fig. 16. Nervio axilar o circunflejo (NC)

El nervio musculocutáneo también puede ser lesionado en la cirugía del hombro, surge del fascículo lateral del plexo braquial con raíz en C5, C6 y C7. Primero es lateral a la arteria axilar y luego desciende entre la arteria y el músculo coracobraquial, al que inerva y atraviesa antes de avanzar distalmente entre los músculos bíceps y braquial para alcanzar el lado lateral del brazo.

3.1.3. BIOMECÁNICA DEL HOMBRO

El complejo del hombro está conectado al esqueleto axial por una sola articulación anatómica (la esterno-clavicular) y está suspendido por músculos que sirven como el mecanismo primario para asegurar la faja del hombro al resto del cuerpo. La condición de relación y unión entre la extremidad superior y el tronco

promueve una gran variedad de movimientos. Las funciones biomecánicas del hombro se han resumido como los factores de: (1) unir la extremidad superior al tronco dependiente de la posición del brazo y del control de los músculos rotadores, (2) proveer una movilidad extensiva del brazo en el espacio y (3) proveer una estabilidad a las maniobras del codo y de la mano o a los movimientos de fuerza.

CINEMÁTICA

En la movilidad del hombro (glenohumeral), no solo interviene esta articulación principal, sino que debe estar asociada al movimiento de todas las articulaciones asociadas a la cintura escapular (Tabla I).

Tabla I. Grados de libertad específicos de la cintura escapular		
Articulación	Grados de libertad	Coordenadas (ejes)
Glenohumeral	3	Flexión-Extensión (frontal) Abducción-Aducción (sagital)eje Rotación Externa-Interna (transversal)
Acromioclavicular	3	Rotación Superior-Inferior (sagital) Alada Posterior-Anterior (transversal) Inclinación Posterior-Anterior (frontal)
Esternoclavicular	1	Elevación-Depresión (sagital)
Escapulotorácica	2	Elevación-Depresión (longitudinal) Abducción-Aducción (sagital)

Dada la complejidad de este sistema, nos limitaremos a describir la cinemática de la articulación glenohumeral. Las dos superficies articulares son ambas con tendencia esférica pero las áreas de las superficies articulares son bastante diferentes (Fig. 17): la cavidad glenoidea es cóncava y tres o cuatro veces menor que la cabeza del húmero sobre todo en diámetro anteroposterior. Mientras que la cabeza del humero es aproximadamente la mitad de una esfera, la superficie de la fosa glenoidea es menor de $\frac{1}{2}$ de aquella de la cabeza humeral⁹⁶.

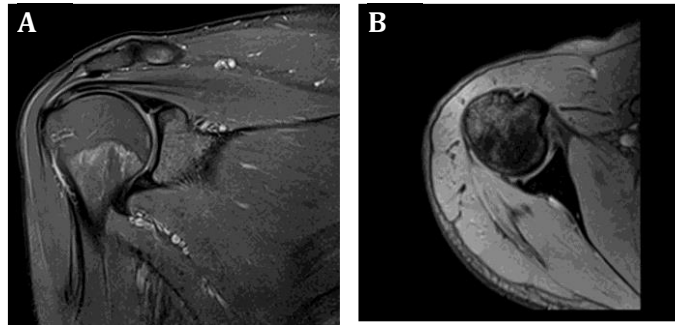


Fig. 17. Resonancias magnéticas mostrando la articulación glenohumeral. (A) coronal, (B) transversal.

Así, la articulación glenohumeral es una enartrosis, presentando tres grados de libertad de movimiento que se realizan en los tres planos del espacio, según tres ejes que discurren por el centro de la cabeza humeral y que son perpendiculares al plano de movimiento. De forma clásica se le asigna al hombro movimientos de abducción-aducción, de flexión-extensión, de rotación interna y externa, y de circunducción (Fig. 18).

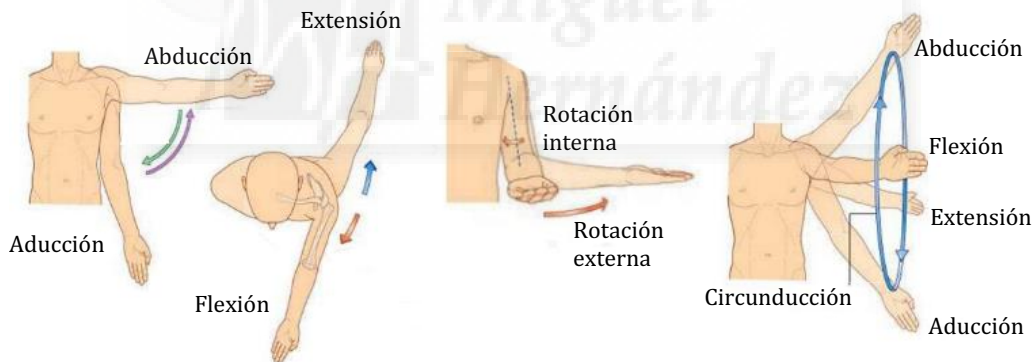


Fig. 18. Movimientos del hombro

Movimientos de abducción-aducción:

Se realizan en el plano frontal. La abducción es el movimiento de separación con amplitud hasta 180°. El arco de movimiento se divide en tres fases: la primera es la separación de 0° a 90° motorizada por los músculos deltoides y supraespinoso. La segunda, entre los 90° y 150°, la pseudoarticulación de la escápula y caja torácica facilita el deslizamiento y dirige la glenoides hacia arriba. En la tercera fase, entre

150° y 180° es necesaria la inclinación de la columna hacia el lado contrario. Además, a partir de los 70° se necesita la rotación externa de 90° del brazo para continuar la abducción. La aducción es el movimiento de aproximación, motorizado por los músculos redondo mayor, dorsal ancho y pectoral mayor. El movimiento está limitado precisamente por el contacto del brazo con el cuerpo por lo que durante la exploración debemos desplazar el brazo hacia delante o hacia atrás.

Movimientos de flexión-extensión:

El eje de movimiento es transversal. Flexión: con amplitud de 0° a 180°. Hasta los 50°-60° los músculos que intervienen son el fascículo clavicular del deltoides y el músculo pectoral mayor. A continuación, y hasta los 120°, se requiere el movimiento de basculación de la escápula en el que intervienen los músculos trapecio y serrato anterior. Desde los 120° hasta la vertical es necesaria la intervención de la columna vertebral. Extensión: movimiento contrario al anterior, con amplitud de 0° a 50°. Como músculos extensores del hombro intervienen los músculos redondo menor y mayor, dorsal ancho y fascículo espinal del deltoides. Los principales músculos que la ejecutan son el pectoral mayor, dorsal ancho y redondo mayor. Los accesorios son deltoides y tríceps.

Movimientos de rotación:

Se efectúan según un eje cráneo-caudal. La rotación interna puede ejecutarse llevando la mano hacia dentro con el codo en flexión de 90°. Los músculos principales son el coracobraquial, dorsal ancho, redondo mayor, pectoral mayor. Su amplitud es de 100° a 110°. Para alcanzar esta amplitud se requiere pasar el antebrazo por detrás del tronco lo que combinada con un cierto grado de extensión del hombro. En los primeros 90° de rotación interna existe una flexión del hombro mientras que la mano queda delante del tronco. Rotación externa: Su amplitud es de 80° y nunca alcanzan los 90 grados. Se realiza llevando la mano hacia afuera con el codo en flexión de 90°. Los músculos principales son infraespinoso y redondo menor. Desde el punto de vista

funcional la rotación más utilizada es el sector entre la posición de referencia fisiológica, rotación externa de 30° y la posición de referencia torácica que es la rotación 0°.

CINÉTICA

Los efectos de las diferentes fuerzas que actúan sobre el hombro han sido ampliamente estudiadas¹⁰⁰, observándose que durante la abducción de 90°, la fuerza que actúa sobre la articulación es igual al peso corporal. El peso corporal actúa como un vector de fuerza sobre el centro de gravedad, y por ello, el peso segmentario, actúa sobre el centro de masa del segmento considerado. En el caso del hombro, el momento cinético del brazo, sería la distancia perpendicular entre el vector de fuerza, actuando sobre el centro de masa y el centro de rotación del hombro (Fig. 19)

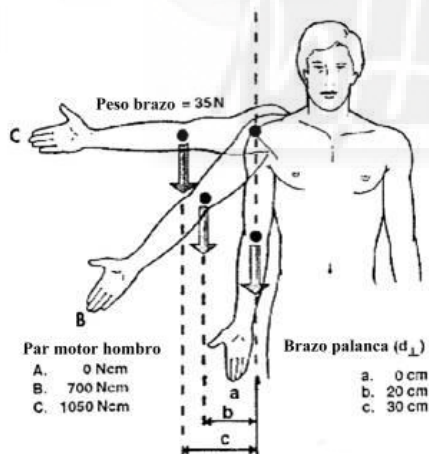


Fig. 19. El momento cinético creado en el hombro por el peso del brazo es el producto del peso del mismo por la distancia perpendicular entre el *centro* de gravedad del brazo y el eje de rotación del hombro.

El peso segmentario del brazo es el 5% del total del peso corporal, pero la longitud del mismo hace que se generen momentos cinéticos muy elevados, ya que su valor viene determinado por la masa a movilizar y por la longitud entre el punto de aplicación de la masa y el centro de rotación del movimiento. El momento cinético

generado durante la abducción del hombro, debe ser compensado por los músculos estabilizadores del mismo, y la intensidad del trabajo muscular desarrollado será directamente proporcional al momento cinético a equilibrar. La flexión de codo, por ejemplo, disminuye el valor del momento en un 50% (Fig. 20), por lo que en muchos trabajos que impliquen elevación horizontal del brazo, la flexión de codo es una recomendación ergonómica fácilmente asumible.

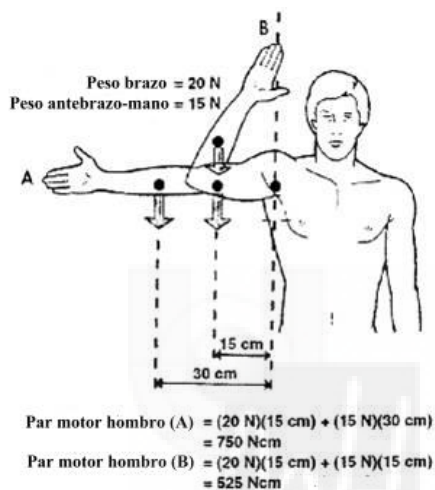


Fig. 20. El momento creado en el hombro al flexionar el codo disminuye al ser menor la distancia entre el centro de gravedad y el eje de rotación.

Otro problema a considerar es la dirección de la fuerza desarrollada durante ese movimiento y su impacto sobre la articulación glenohumeral, principal unidad articular del complejo del hombro. Poppen y Walker¹⁹⁶ establecieron que durante la elevación de 60°, la fuerza resultante actuaba sobre la zona superior del rodete glenoideo, deslizándose en sentido caudal conforme aumentaba la elevación hasta los 90°. Esto dio origen a avanzar la teoría de Lippit y Matsen¹¹⁸ sobre la estabilidad articular, que establece que la estabilidad es máxima cuando la fuerza de reacción se sitúa dentro de la cavidad glenoidea. Estaríamos ante la concepción de una cavidad que actúa como elemento pasivo de la estabilidad, ayudada por estabilizadores activos (músculos) y todo ello dentro de un ámbito de 4 cm de variación, correspondientes al máximo diámetro de la cavidad. De estos músculos estabilizadores, el par mecánico deltoides-supraespinoso, concentra el mayor interés.

Es conocida su actividad cinesiológica, a través del denominado ritmo escapulo-humeral de Inmann y cols⁹⁴, que establece: (a) durante los primeros 30° de abducción horizontal la escápula efectúa ligeros ajustes en el plano frontal, mediante elevación, despreciables desde el punto de vista biomecánico; (b) entre los 30° y los 170° la movilidad de la articulación escapulo humeral es el doble con relación a la de la escapulo-torácica. Esta relación 2/1 ha sido cuestionada posteriormente por los estudios de Freedman y Munro⁶² y Poppen y Walker¹⁹⁶ quienes respectivamente otorgan ratios de 3/2 y de 5/4. Es evidente que ambos músculos actúan de forma sincrónica: el supraespinoso, merced a su corto brazo de palanca, centra la cabeza humeral en la glenoides, estabilizándola, y permitiendo la acción del deltoides. Cuando esta acción de centraje, no ocurre, el deltoides transmite un vector de fuerza casi paralelo a la diáfisis humeral, que asciende la cabeza sobre la glenoides y hace ineficaz la abducción, tendiendo a subluxarla.

En conjunto, las fuerzas actuantes durante la abducción¹³⁰, pueden analizarse considerando la fuerza del músculo deltoides como de compresión de la cabeza humeral contra la cavidad glenoidea junto a una fuerza resultante del manguito de los rotadores actuando paralela al borde lateral de la escápula. A los 90° de abducción, hay una fuerza compresiva máxima de 10 veces el peso de la extremidad, siendo la fuerza del deltoides de 8 veces ese peso. Esto representa alrededor de la mitad del peso del cuerpo. Además, se ha calculado que la fuerza resultante del manguito de los rotadores es de 9 veces el peso de la extremidad en la abducción de 60°.

Respecto a la estabilidad de la articulación glenohumeral durante el movimiento, es sabida la eterna dicotomía, en términos mecánicos, entre estabilidad y movilidad. El hombro, y en concreto la articulación glenohumeral, parece haber llegado a un punto de equilibrio en esta lucha. Lippit y Matsen¹¹⁸, propusieron dos mecanismos complementarios para garantizar la estabilidad de la articulación: (a) fuerzas de compresión intracavitarias; y (b) posición de la cabeza humeral. Diversos estudios^{24,55} han analizado el papel de los ligamentos glenohumeral superior e inferior, estableciéndose el rango de funcionamiento de este complejo ligamentoso:

(a) fascículo medio y superior actúan en la posición de reposo anatómico, como frenos a la traslación inferior de la cabeza humeral; (b) fascículo medio actúa de forma selectiva en la zona media del recorrido articular, entre los 45° y los 90°; (c) fascículo inferior inicia su acción de estabilizador por encima de los 100°.



3.2. LA FRACTURA PROXIMAL DEL HÚMERO

Se entiende por fractura proximal del húmero fundamentalmente aquella que afecta a su extremo proximal: epífisis (cabeza humeral y sus tuberosidades) y metáfisis (incluyendo el cuello anatómico, el cuello quirúrgico y la porción diafisaria subyacente más próxima),

3.2.1. EPIDEMIOLOGÍA

La prevalencia de las fracturas de húmero proximal se encuentra entre el 4% al 6% de todas las fracturas^{40,85}, siendo, tras las de cadera y radio distal, la tercera fractura más frecuente en los ancianos⁶. Un estudio epidemiológico estimó que la incidencia de las fracturas de húmero proximal hasta finales de los años 90 era de 63/100.000 por año³⁹, aumentando rápidamente^{99,143} desde esa fecha para actualmente parecer que se ha estabilizado con una prevalencia aproximada de 250/100.000 personas por año⁸.

La edad es un factor muy importante en la etiología y epidemiología de las fracturas de húmero proximal, con una altísima incidencia en mujeres entre los 80 y 89 años de edad. La incidencia en gente joven es bastante baja, con mayor frecuencia en varones, probablemente como resultado del alto porcentaje de traumatismos de alta energía en esas edades. Más del 70% de los pacientes son mayores de 60 años⁴⁰, con mayor frecuencia en las mujeres¹¹⁷, probablemente debido a la mayor presencia de osteoporosis. En el grupo de edad de 80 años y mayores, la razón mujeres/hombres es aproximadamente⁴⁰ de 4/1. El riesgo de tener una fractura de húmero proximal es de 1,6% en mujeres de 75 años, y de un 5% en mujeres de 90 años.

La edad media está cambiando con el tiempo, Neer¹³⁴ publicaba una edad media de 55,6 años (22-89 años) y Court-Brown y cols⁴⁰ apuntaban una edad media de 66 años (13-98 años). Esto puede ser explicado debido a un cambio demográfico, las

personas son más mayores ahora que hace 40 años. Neer¹³⁴ también calculó que aproximadamente el 85% de las fracturas de la cabeza humeral eran mínimamente desplazadas, mientras que 40 años más tarde solo el 49% era mínimamente desplazadas. También encontraron que las fracturas complejas aumentaban con la edad, por eso los pacientes más viejos con huesos osteoporóticos tienen fracturas más complejas⁴⁰.

3.2.2. MECANISMOS Y FACTORES DE RIESGO

En los pacientes jóvenes, los traumatismos de alta energía son más frecuentes y la fractura resultante es a menudo más compleja. Estos pacientes suelen tener fracturas-luxaciones con afectación severa de las partes blandas y múltiples traumatismos asociados²⁴. Por el contrario, en los pacientes mayores de 60 años el principal mecanismo de lesión de estas fracturas es la caída con el brazo extendido (traumatismo de baja energía)^{40,117}.

Otro mecanismo de lesión es la excesiva rotación externa del brazo especialmente en abducción. El húmero se bloquea contra el acromion en posición de pivote y puede ocurrir una fractura, especialmente en ancianos con hueso osteoporótico. Las fracturas de húmero proximal también pueden ocurrir como consecuencia de un golpe directo al lado del hombro, y puede dar lugar a una fractura del troquíter⁵⁸.

Además de la edad y el sexo femenino, la osteoporosis es el principal factor de riesgo de estas fracturas¹⁵⁰. Los factores que aumentan el riesgo o la severidad de las caídas en ancianos probablemente incrementen el riesgo de estas fracturas¹⁰². Los factores independientes asociados al aumento de tasas de fracturas de húmero proximal producen una disminución del estado de la salud, diabetes insulino-dependiente, epilepsia, depresión, debilidad muscular y sedentarismo. Otros factores de riesgo son dificultad para caminar en penumbra, baja agudeza visual y el uso de ayudas para la marcha³².

3.2.3. CLÍNICA

La mayoría de las fracturas del húmero proximal se presenta de forma aguda, y los síntomas más comunes son el dolor, la tumefacción y la impotencia funcional del hombro, con hipersensibilidad sobre todo en la zona del troquíter. La equimosis se hace visible de las 24 a las 48 horas de la lesión y puede extenderse hacia la pared torácica y el costado, y distalmente hacia abajo en la extremidad⁵⁸.

Es esencial realizar una evaluación neurovascular detallada en todas las fracturas del húmero proximal. El plexo braquial y la arteria axilar están mediales a la coracoides, y no es infrecuente una lesión de estas estructuras, pudiendo ocurrir incluso en fracturas no desplazadas¹⁶⁴. El nervio que se lesiona con mayor frecuencia durante las fracturas del hombro es el axilar. Se debe comprobar la sensibilidad en el músculo deltoideo, puesto que muchas veces es difícil verificar la actividad o debilidad del mismo, debido al dolor. En ocasiones, en el período inmediatamente consecutivo a cirugía o a fractura, existe subluxación inferior del húmero, casi siempre secundaria a una atonía deltoidea y no a una lesión del nervio axilar.

El examen del tórax no debe ser ignorado, desde que se han publicado complicaciones en la cavidad torácica en relación con las fracturas del húmero proximal¹⁴⁴. Aunque son raras, ocurren, y se han publicado penetración intratorácica de la cabeza humeral asociada a fracturas⁸⁶. En pacientes con traumas múltiples también puede ocurrir un neumotórax.

3.2.4. DIAGNÓSTICO

En la mayor parte de los casos es fácil hacer el diagnóstico de la fractura con las radiografías correctas del hombro. La serie de trauma (Fig. 21) sigue siendo el mejor método inicial para el diagnóstico de las fracturas de húmero proximal¹³⁴. Esta serie consta de una proyección anteroposterior, una lateral en el plano escapular (también llamada proyección tangencial o en Y de la escápula), y una axilar (Fig. 22). Esta serie

permite evaluar las fractura en tres planos perpendiculares, para que conseguir la valoración más exacta del desplazamiento de las fractura.

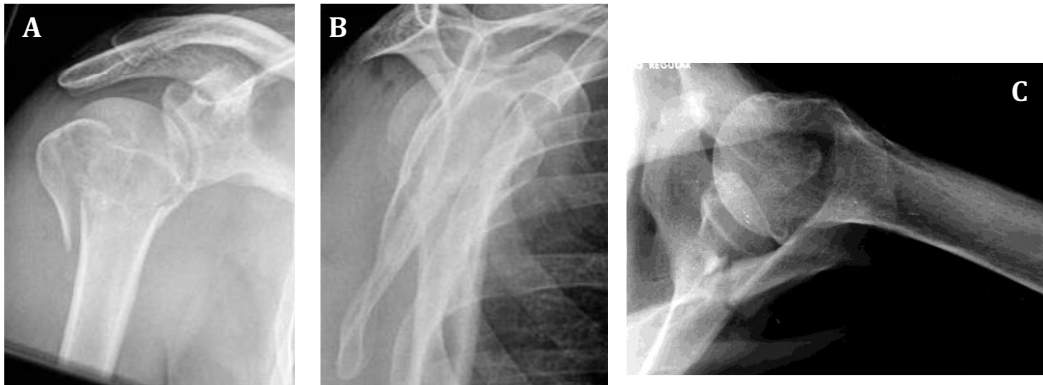


Fig. 21. A) Proyección anteroposterior. B) Proyección tangencial. C) Proyección axilar

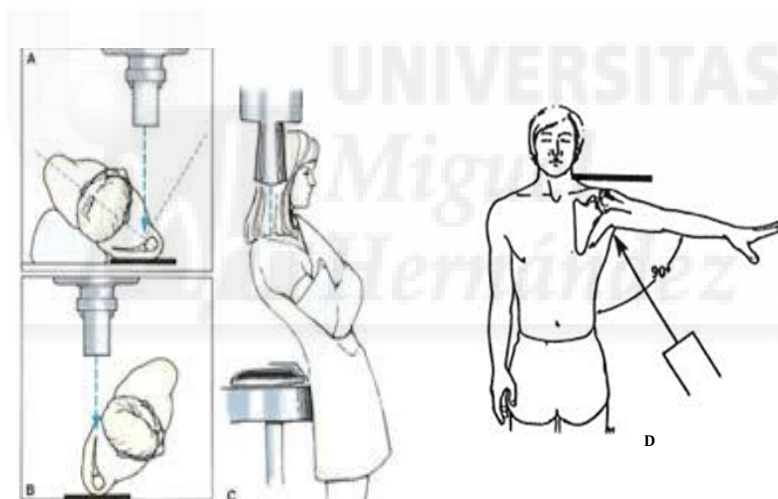


Fig. 22. A) Proyección Anteroposterior. B) Proyección tangencial de escápula. C) Proyección de Velpeau. D) Proyección axilar.

La proyección axilar permite evaluar en el plano axial y es esencial para ver el grado de desplazamiento de las tuberosidades, la superficie articular glenoidea, y la relación de la cabeza humeral con la cavidad glenoidea. No siempre se obtiene esta proyección, al poder ser dolorosa su realización, aunque a través de los años muchos autores han señalado su importancia. También se ha descrito la proyección axilar de Velpeau, en la que el brazo permanece en el cabestrillo. El paciente se sienta o está de

pie, y se inclina en dirección oblicua y 45° hacia atrás.

Actualmente, la tomografía axial computerizada (TAC) permite visualizar claramente los trazos de fractura, el grado de desplazamiento de los fragmentos, incluidos los tuberositarios (Fig. 23), datos muy valiosos cuando se plantea la reducción abierta y la fijación interna de la fractura⁹⁸. También es muy útil para determinar la cantidad de afectación articular en las fracturas-estallido de la cabeza, en las fracturas por impacto, en las fracturas-luxaciones crónicas y en las fracturas del anillo glenoideo⁸³.

La resonancia magnética permite obtener con mayor facilidad imágenes en planos múltiples, mostrando la relación de los fragmentos de la tuberosidad con los tendones del manguito de los rotadores. Sin embargo, es menos provechosa para el hueso cortical y por lo general no se realiza.

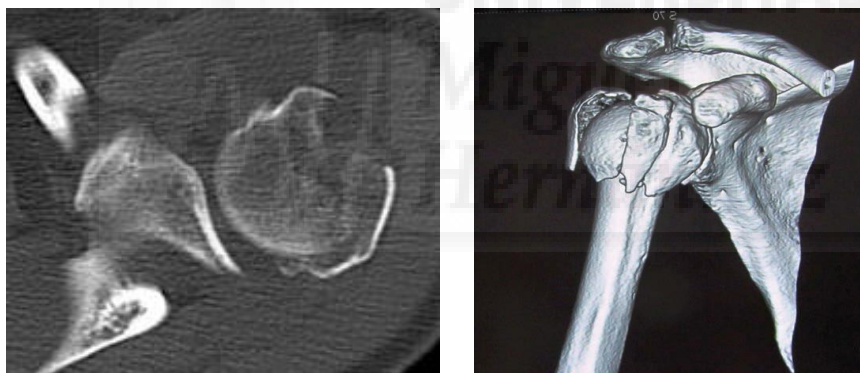


Fig. 23. TAC y reconstrucción de fractura

3.2.5. CLASIFICACIONES

Para el manejo de las fracturas en general, es importante disponer de un sistema de clasificación fiable y seguro. Tiene que ser lo bastante sensible para identificar los diferentes patrones de fractura y lo bastante específico para un diagnóstico exacto. Además, el sistema de clasificación debe ser lo más comprensible para poder emplearse en los estudios clínicos, pero al mismo tiempo lo bastante simple para ser

usado como herramienta en la toma de decisiones clínicas.

Clasificación de Codman

Codman³⁴ en 1934 describió cuatro grandes fragmentos en las fracturas del húmero proximal: la cabeza, el troquíter, el troquín y la diáfisis. Por lo tanto, las fracturas se clasificaron en 2, 3 ó 4 fragmentos, dependiendo de la separación entre los diferentes segmentos (Fig. 24).

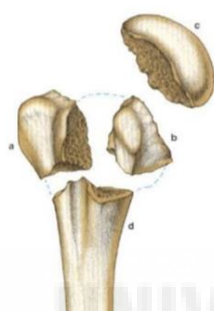


Fig. 24. Fragmentos fracturarios: a. troquíter, b. troquín, c. cabeza, d. diáfisis

Clasificación de Hertel

Los criterios radiográficos de Hertel⁸⁸ son útiles para valorar el riesgo vascular de la cabeza humeral.

Son signos de buen pronóstico de isquemia:

- Longitud de la extensión metafisaria de la cabeza (precisión 0,84 cuando calcar <8 mm)
- Integridad del fulcro interno (precisión del 0,79 cuando esta alterado)
- Patrón básico de fractura (precisión de 0,7 para fracturas que comprometan el cuello quirúrgico)

Son signos de mal pronóstico de isquemia:

- Desplazamiento angular de la cabeza (precisión de 0,62 para angulación >45°)
- Desplazamiento de las tuberosidades (desplazamiento sobre 10mm: precisión de 0,61)

- Luxación glenohumeral (precisión 0,49)
- Afectación intraarticular (precisión 0,49)

Si se combina una fractura de cuello anatómico, con calcar corto, y no fulcro interno la probabilidad de necrosis asciende al 97%. Hertel⁸⁸ desarrolló su clasificación según un modelo con piezas de “lego” (Fig. 25).

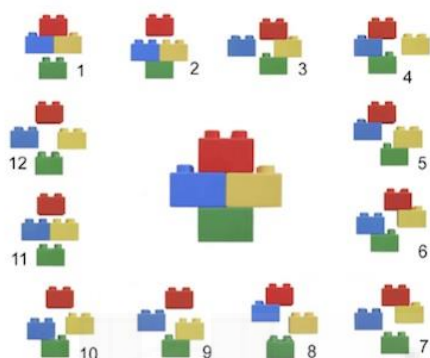


Fig. 25. Clasificación de Hertel, con esquema en “legos”

Existen 5 planos básicos de fractura:

1. Entre el troquíter y la cabeza.
2. Entre el troquíter y la diáfisis.
3. Entre el troquín y la cabeza.
4. Entre el troquín y la diáfisis.
5. Entre el troquín y el troquíter.

Y 12 patrones básicos de fractura:

- 6 fracturas posibles que dividen el húmero entre dos fragmentos,
- 5 fracturas que dividen el húmero en tres fragmentos,
- 1 patrón único que divide en 4 fragmentos.

Clasificación de Neer

La clasificación de Neer¹³⁴ es la más utilizada, y prácticamente la única que se emplea en los diferentes estudio, en la actualidad. Se basa en la de Codman³⁴ de

cuatro fragmentos y se divide en 6 grupos. Considera fractura desplazada aquella con una separación mayor de 1 cm y una angulación de los fragmentos mayor de 45°. Este autor observó que las fracturas de húmero proximal suceden entre uno o los cuatro segmentos principales: 1) segmento articular o cuello anatómico; 2) tuberosidad mayor; 3) tuberosidad menor, y 4) diáfisis o cuello quirúrgico. Tres de estos fragmentos se corresponden con centros de osificación a partir de los cuales se desarrolla el húmero proximal (uno para la cabeza humeral y uno para cada tuberosidad). La fusión de estos centros de osificación por la fisis crea una zona de debilidad susceptible de fracturarse (Fig. 26).

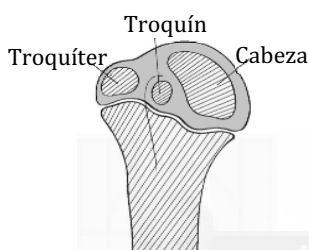


Fig. 26. Centros de osificación del húmero proximal

Las fracturas no desplazadas son tipificadas como “de un solo fragmento”, mientras las desplazadas se clasifican como de dos, tres o cuatro fragmentos (Fig. 27). Las fracturas con luxación anterior o posterior, o los estallidos de la cabeza humeral se clasifican como entidades separadas.

Esta clasificación tiene dos inconvenientes: no contempla todas las posibles morfologías de fracturas, y no predice el riesgo de necrosis avascular de la cabeza humeral²⁴.

La clasificación, en esencia, es la siguiente:

- Fractura de 2 fragmentos: del cuello, del troquíter o del troquín.
- Fractura en 3 fragmentos: fractura del cuello con una fractura del troquíter o del troquín.
- Fractura en 4 fragmentos: fractura del cuello con una fractura del troquíter y del troquín.
- Fractura-luxación y fractura estallido de la cabeza humeral.




















	2 Fragmentos	3 Fragmentos	4 Fragmentos	Superficie articular
Cuello anatómico				
Cuello quirúrgico	 1  2  3 1 No desplazada 2 Impactada 3 Conminuta			
Tuberosidad mayor				
Tuberosidad menor				
Fractura-Luxación Anterior				
Fractura-Luxación Posterior				
Estallido cabeza				

Fig. 27. Clasificación de Neer de las fracturas desplazadas.

Clasificación AO

El grupo AO (Asociación para el estudio de la Osteosíntesis)¹³¹ propuso un sistema de clasificación anatómica pero también basada en el desplazamiento en un intento de predecir el riesgo de lesión del aporte vascular a la cabeza humeral. Las fracturas se dividen en tres grupos principales (A, B y C) basados en el grado de lesión y el riesgo de necrosis avascular. Cada tipo se divide numéricamente para definir el grado de severidad (Fig. 28). Este sistema es más complicado y menos fiable que la

clasificación de Neer¹³⁴.

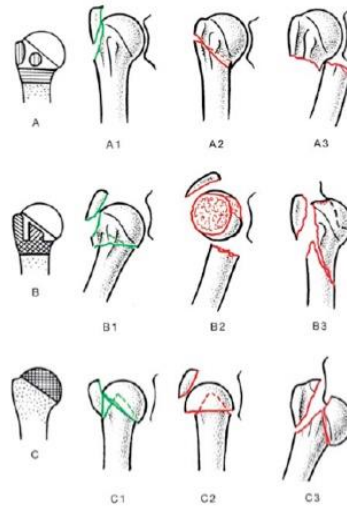


Fig. 28. Clasificación AO, para fracturas del húmero proximal

A: Fractura extra-articular unifocal

A1 Fractura extra-articular unifocal extra-articular unifocal de la tuberosidad:
.1 Tuberosidad no desplazada, .2 Tuberosidad desplazada, .3 Asociada a luxación glenohumeral

A2 Fractura extra-articular unifocal metafisaria impactada: .1 No desplazamiento frontal, .2 Cabeza en varo, .3 Cabeza en valgo

A3 Fractura extra-articular unifocal metafisaria no impactada: .1 Simple, angulada, .2 Simple, desplazada, .3 Conminuta

B: Fractura extra-articular bifocal

B1 Fractura extra-articular bifocal con impactación metafisaria: .1 Lateral y tuberosidad mayor, .2 Medial y tuberosidad menor, .3 Posterior y tuberosidad mayor

B2 Fractura extra-articular bifocal sin impactación metafisaria: .1 Sin rotación, .2 Con rotación, .3 Metáfisis multifragmentaria con una tuberosidad mayor afectada

B3 Fractura extra-articular con luxación glenohumeral: .1 Línea cervical vertical, tuberosidad mayor intacta, luxación antero-medial, .2 Línea cervical vertical, fractura tuberosidad mayor, luxación anteromedial, .3 Fractura tuberosidad menor,

luxación posterior

C: Fractura articular

C1 Ligeramente desplazada: .1 Cefalotuberositaria, cabeza en valgo, .2 Cefalotuberositaria, cabeza en varo, .3 Cuello anatómico

C2 Impactada y significativamente desplazada: .1 Cefalotuberositaria, cabeza en valgo, .2 Cefalotuberositaria, cabeza en varo, .3 Transcefálico o tuberositario, cabeza en varo

C3 Luxación: .1 Cuello anatómico, .2 Cuello anatómico y tuberosidades, .3 Fragmentos cefalotuberositarios.

3.2.6. TRATAMIENTO

En la práctica, la mayoría de las fracturas del húmero proximal son no desplazadas o mínimamente desplazadas (85%) y suelen tratarse de forma conservadora¹⁰⁷. Sin embargo, en el anciano, y debido a la osteoporosis, las fracturas suelen ser típicamente más conminutas y con mayor desplazamiento que en los jóvenes, clasificadas como fracturas en 3 o en 4 fragmentos². Para estas últimas existe controversia respecto a cuál es el tratamiento idóneo. La mayoría de estudios y meta-análisis no han podido mostrar cómo tratar mejor las fracturas de húmero proximal desplazadas en ancianos^{20,123,179}.

Actualmente se piensa que el tipo de tratamiento debe basarse no sólo en el tipo de fractura o en el grado de desplazamiento sino también en variables pronósticas como la edad del paciente, estado general, comorbilidades, capacidad funcional previa, calidad ósea, patrón de fractura y expectativas⁴.

Las opciones terapéuticas disponibles² son el tratamiento conservador, y la cirugía mediante reducción y fijación con osteosíntesis, o el reemplazo protésico mediante hemiartroplastia o prótesis inversa de hombro. En general, se tiende a emplear tratamiento conservador en las fracturas no desplazadas y el tratamiento

quirúrgico en las desplazadas. En estas últimas, y dependiendo de la edad y calidad ósea, se tiende a realizar reducción abierta y fijación interna de la fractura como primera línea, y reemplazo protésico en aquellas fracturas donde la osteosíntesis se prevé que no será eficaz, cual es el caso de las fracturas complejas en ancianos²⁴.

Tratamiento conservador

Existe cierto consenso en que las fracturas no desplazadas se traten de forma conservadora^{2,129}. En estas fracturas, las partes blandas están intactas, y el periostio, el manguito rotador y la cápsula articular sirven para estabilizar la fractura. Las fracturas impactadas en valgo también son una buena indicación para el tratamiento conservador.

Este tratamiento da buenos resultados, con adecuada reducción del dolor y con una movilidad del hombro que alcanza el 85% de la del hombro contralateral^{67,95}. Las complicaciones más importantes son la rigidez del hombro y el pinzamiento subacromial por desplazamiento del troquíter. En las desplazadas es frecuente la necrosis de la cabeza humeral o la pseudoartrosis²⁴. La consolidación viciosa del fragmento de la tuberosidad mayor² puede causar restricción de la abducción y rotación externa. La necrosis avascular puede llevar al colapso de la cabeza humeral y progresiva degeneración articular y necesidad futura de una artroplastia¹⁶², aunque en algunos pacientes la necrosis no ha sido plenamente invalidante⁷⁶.

No obstante, el avance en los diseños y materiales de las nuevas osteosíntesis ha llevado a que cada vez sea más frecuente realizar tratamiento quirúrgico en las fracturas medianamente desplazadas⁸. Así, Neer¹³⁴ definió los valores de desplazamiento en separación entre fragmentos de más de 1 cm o angulación de más de 45°, para en caso contrario considerarlas sin desplazamiento. Lill y Voigt¹¹⁶, a su vez, definieron las fracturas desplazadas como aquellas con separación de al menos 5 mm, desviación angular de 20°, o separación de la tuberosidad mayor de al menos 2 mm. No hay consenso respecto a estos valores²⁴.

Osteosíntesis

Independientemente del tipo de implante utilizado, el fin de la reconstrucción quirúrgica es siempre la restitución anatómica y la fijación estable de la fractura (Fig. 29). Por ello, la cirugía debe ser considerada en los pacientes activos con fracturas desplazadas o complejas (3 ó 4 fragmentos) en los que potencialmente es posible restaurar la anatomía y consecuentemente mejorar la función².

En las fracturas aisladas de las tuberosidades se pueden sintetizar con tornillos de tracción. Si el fragmento es demasiado pequeño o es muy conminuto se puede emplear un cerclaje con bandas de tensión. Para las fracturas del cuello quirúrgico, así como a las fracturas en 3 y 4 fragmentos se puede emplear la fijación percutánea con agujas, las placas de fijación o los clavos intramedulares. Las agujas percutáneas se emplean cuando se consigue una reducción cerrada correcta. Sabiendo que la fijación es más débil, y las complicaciones relacionadas con las agujas, migración, infecciones y perforación de la articulación, se pueden conseguir buenos resultados clínicos⁹. La osteosíntesis con clavo intramedular combina la fijación rígida del implante con un cuidado de las partes blandas, al ser una técnica mínimamente invasiva. Está indicada en los casos con una importante conminución metafisaria o fracturas espirales que afectan a la diáfisis humeral. Estudios recientes comparando esta síntesis con las placas de ángulo fijo, no demostró diferencias clínicas⁷⁸.

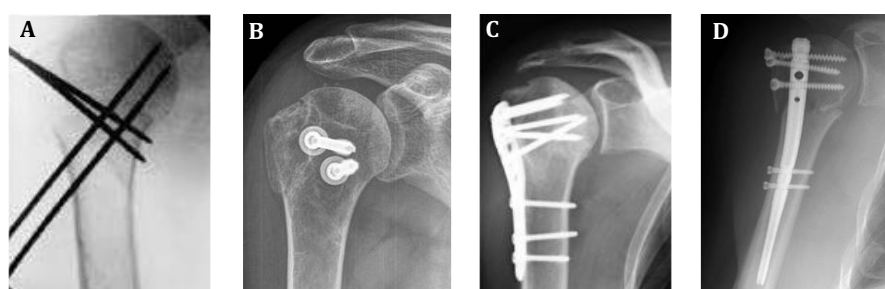


Fig. 29. Osteosíntesis. A) Agujas percutáneas. B) Tornillos. C) Placa. D) Clavo intramedular

La reducción abierta permite una mayor manipulación de los fragmentos y el tratamiento de cualquier tipo de fractura con placas de osteosíntesis. Se recomienda

un inicio precoz de la terapia funcional para evitar rigideces. La introducción de las nuevas placas de ángulo fijo ha mejorado este tipo de tratamiento, convirtiéndose en el tratamiento usado con más frecuencia al mejorar la estabilidad de la osteosíntesis¹⁵⁷.

Aunque en gente joven el resultado es satisfactorio, el tratamiento en fracturas en huesos osteoporóticos parece que no da tan buenos resultados. Incluso estas placas de ángulo fijo no anclan adecuadamente en el hueso osteoporótico y no permiten una adecuada estabilización primaria para iniciar un tratamiento fisioterápico precoz. Las complicaciones están en relación con la técnica quirúrgica¹⁶⁷, hasta en un 40%, roturas de la placa (1,9%), pinzamiento (2,6%), pseudoartrosis (2,6%), infección de la herida (3,9%), pérdida de reducción (7,1%) y necrosis de la cabeza humeral (3,9%).

Los resultados funcionales mediocres y los elevados porcentajes de complicaciones de la cirugía en las fracturas de húmero proximal en los ancianos han creado un debate en la literatura actual en el que si realmente la osteosíntesis ofrece a los ancianos alguna ventaja sobre el tratamiento conservador^{56,57,154,142}.

Prótesis de hombro

La cirugía para sustituir la articulación del hombro por una prótesis artificial (artroplastia) comenzó en Estados Unidos en los años 50 y se aplicó inicialmente a pacientes con fracturas de la cabeza humeral (Fig. 30). Desde entonces este tipo de cirugía se ha ido haciendo cada vez más frecuente, y se han ampliado sus indicaciones a enfermedades del hombro como la artrosis, la artritis reumatoide, la artritis post-traumática, la artropatía derivada de la rotura crónica del manguito de los rotadores, la necrosis avascular o la sustitución de una prótesis anterior.

La sustitución articular suele considerarse un tratamiento eficaz de los síntomas de la destrucción articular con independencia, salvo excepciones, de su etiología. Los resultados van a depender, como en cualquier sustitución articular, de factores como por ejemplo la edad del paciente, su nivel de actividad, la calidad ósea, la enfermedad de base y la afectación o no de otras articulaciones. Siempre se debe respetar la mayor

cantidad de hueso posible reproduciendo la anatomía de la forma más fiel posible y conservando las tuberosidades y el manguito rotador⁴¹.

En los casos en que no es posible una reconstrucción eficaz con síntesis estable de la fractura, la hemiartroplastia (prótesis parcial de hombro) se ha considerado como la indicación tradicional¹⁰⁶ en pacientes poco activos de edad avanzada, sobre todo en las fracturas conminutas con grave riesgo de necrosis avascular de la cabeza humeral^{149,155,170}.

Recientemente se ha recurrido a la hemiartroplastia modular para el tratamiento de las fracturas complejas de la porción proximal del húmero. Este diseño modular ofrece una gran flexibilidad en el tamaño de las cabezas, lo que quizá permite tensar con mayor precisión los tejidos blandos. Además, la posibilidad de desarmar los componentes facilita el recambio a prótesis total de hombro, ya que permite un mejor acceso a la glenoides para la prototización de la misma. Esto elimina la necesidad de extraer el componente humeral fijo durante la segunda operación. No obstante, también se ha publicado una disociación de los componentes modulares.

Su inconveniente es que precisa de la integridad funcional del manguito de los rotadores, lo que no siempre es posible conseguir¹¹. Ante esto, la prótesis inversa de hombro parece aportar una opción de tratamiento, al ser un diseño que no depende tanto para su función de la acción del manguito de los rotadores¹³⁷.

Sus características y resultados son expuestos en la siguiente sección.

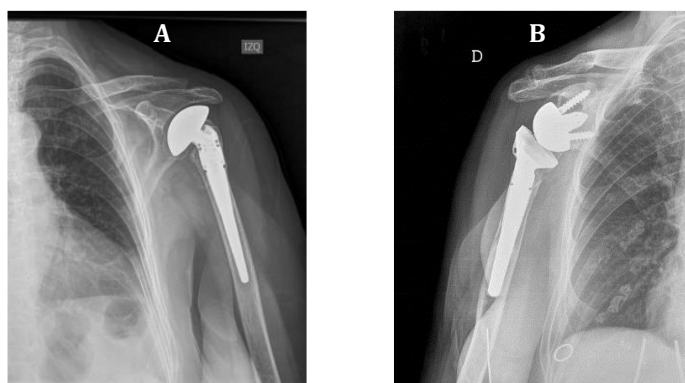


Fig. 30. Prótesis de hombro. A) Parcial (hemiartroplastia).
B) Total (inversa)

3.3. LA PRÓTESIS DE HOMBRO

Se entiende por prótesis de hombro la sustitución artificial de la parte epifisaria proximal del húmero (generalmente la cabeza humeral, hemiartroplastia) o/y la parte articular de la glenoides (prótesis total). En el caso de la prótesis total suelen utilizarse 2 elementos para la sustitución. La primera es un componente esférico que sustituye la cabeza del húmero (se trata de una esfera fijada a un vástago, que encaja en el húmero). La segunda es el componente glenoideo, que sustituye la cavidad del hombro.

El primer recambio protésico de hombro se realizó en 1893, pero no fue hasta la década de los 50 del pasado siglo que se comenzaron a usar las prótesis modernas⁶³. En 1955, Neer¹³³ publicó la primera serie de prótesis parcial de hombro (Neer-I), sustituyendo la cabeza humeral en casos de fracturas complejas. Este mismo autor¹³⁶, en 1974 presentó la experiencia de una prótesis total anatómica (Neer-II), para utilización en procesos degenerativos. Posteriormente, el francés Grammont⁷⁹ diseñó la llamada prótesis inversa en 1987 (Delta, por deltoides, DePuy), para los casos con rotura masiva del manguito de los rotadores en los que se mostraba ineficaz la prótesis total anatómica.

3.3.1. COMPONENTES Y MATERIALES

Básicamente las prótesis de hombro se componen de un componente humeral, y en los casos de prótesis total de un componente glenoideo.

El componente humeral consta de una porción cefálica (que remeda la cabeza humeral) y un vástago intramedular para sujeción de la cabeza. Este componente es metálico en la mayoría de los diseños. Se utilizan aleaciones metálicas biocompatibles, siendo las más usuales¹⁷⁸ el acero inoxidable quirúrgico, las aleaciones de cromo-cobalto (ambos para utilización cementada) y las aleaciones de titanio (que

generalmente se implantan sin cemento).

El componente glenoideo suele constar de una base metálica, para fijación al hueso escapular mediante tornillos o un tetón central (fijación no cementada), y de un recubrimiento de polietileno para facilitar el movimiento y reducir el rozamiento con la cabeza humeral protésica. Algunos modelos tienen un componente glenoideo de solo polietileno (para fijación cementada).

3.3.2. TIPOS DE FIJACIÓN

La mayoría de los diseños protésicos ofrecen una versión cementada y otra no cementada. La fijación cementada se relaciona con una menor aparición de líneas radiolucientes entre el hueso y el cemento¹⁵², siendo todavía menor en las prótesis parciales que en las totales. Sin embargo, la revisión del componente humeral cementado es técnicamente muy difícil, existiendo un riesgo considerable de fractura diafisaria durante la extracción debido al escaso grosor cortical en esta región anatómica.

Existen tres filosofías en la fijación de vástagos no cementados:

- 1) fijación press-fit diafisaria¹⁵³,
- 2) fijación press-fit metafisaria¹²²,
- 3) y el uso de prótesis porosas para favorecer la incorporación y fijación del implante¹⁶⁵.

El desarrollo progresivo de líneas radiolucientes en vástagos no cementados no se ha demostrado hasta ahora que haya tenido una traducción clínica, aunque el seguimiento de las series es corto y la revisión de este tipo de componente es técnicamente más sencilla. Siguiendo los criterios desarrollados por Sánchez Sotelo y cols¹⁵³, en la Clínica Mayo, se considera que existe riesgo de aflojamiento del vástago cuando se observa una línea radioluciente de 2 mm o más de ancho en 3 o más de las 8 zonas, o se identifica un hundimiento o inclinación del vástago en series radiográficas consecutivas por al menos dos de tres observadores. La tendencia actual es la de

utilizar diseños porosos no cementados de fijación metafisaria, reservando la fijación con cemento para aquellos casos con mala calidad ósea.

3.3.3. TIPOS DE PRÓTESIS

HEMIARTROPLASTIA

Consiste en el reemplazo protésico de la cabeza femoral. Por ello, el implante sólo tiene un componente, aunque este puede ser modular, diferenciando el vástago diafisario intramedular y la cabeza propiamente dicha (Fig. 31). La primera prótesis de hombro moderna fue diseñada por Neer¹³⁶ en 1974 (Neer-II), con un diseño monobloque que imitaba la anatomía normal, cuyos resultados no fueron muy esperanzadores.



Fig. 31. Hemiartroplastia de hombro Lima-SMR
B) Radiografía de prótesis en fractura

Los implantes de segunda generación aparecieron a finales de los años ochenta (modelos Biomet, Cofield y Global). Tenían como característica principal la modularidad y su objetivo era intentar imitar los diferentes tamaños que pudieran presentar los pacientes, pero presentaron dos inconvenientes importantes¹². En primer lugar, la cabeza estaba mal posicionada tanto en el plano vertical como en el horizontal. El exceso de retroversión daba lugar al desgaste de la región posterior de la glenoides, lo que ocasionaba dolor. Esto era consecuencia de la geometría fija del implante; la mayoría eran sin cementar, press-fit, por lo que la posición del vástago condicionaba la posición final de la cabeza provocando el desplazamiento de su centro

de rotación. El segundo inconveniente era que frecuentemente se sobredimensionaba el tamaño de la cabeza, debido por una parte, a la diferente relación entre la profundidad de inserción de la prótesis y el diámetro de la misma, y por otra para ocupar el espacio que quedaba entre la osteotomía y la cabeza protésica. Esta sobredimensión de la cabeza protésica llevaba a la erosión de la glenoides precozmente, y añadía excesiva tensión a la articulación con riesgo de ruptura del manguito rotador y aparición de la inestabilidad anterior. Además, el desplazamiento del centro de rotación hacia arriba daba lugar al cambio de función de los músculos infraespinoso y subescapular, que se convertían en músculos aductores, sobrecargando el supraespinoso.

La primera prótesis de tercera generación fue diseñada por Boileau y Walch¹⁴ en Francia a principios de los noventa. Este tipo de prótesis se caracterizaba por replicar las características y medidas tridimensionales del hueso. Así se desarrolló el concepto de “reconstrucción anatómica del húmero proximal”, que hacía especial hincapié en las características anatómicas de cada paciente: 1) Offset posterior: el centro de la superficie articular estaba desplazado hacia posterior con respecto al eje de la diáfisis. 2) Offset medial: el centro de la superficie articular estaba desplazado hacia medial con respecto al eje de la diáfisis. 3) Variabilidad en la orientación de la superficie articular en el plano horizontal (retroversión entre 9° y 30°, con una media de 20°) y el vertical (ángulo entre el eje de la diáfisis humeral y el eje de la orientación de la superficie articular, también llamado ángulo de inclinación, que oscila entre 123° y 135°, con 130° de media).

Así, hay dos principios fundamentales en la implantación quirúrgica: 1) la correcta posición y orientación de la cabeza humeral; y 2) la restitución de las tuberosidades para que el manguito de los rotadores ejerza eficazmente su función ^{5, 11, 160}.

La posición adecuada de la cabeza humeral es en retroversión^{30,105} de 30° a 40°. Murachovsky y cols¹³² determinaron que la distancia entre el borde superior del tendón del pectoral mayor en el húmero y la parte superior de la cabeza humeral

debía ser de 5,6cm +/- 0,5 cm.

De Wilde y cols⁴⁷ comprobaron que la sutura de las tuberosidades al vástago protésico era lo bastante fuerte para oponerse al desplazamiento de los fragmentos bajo las fuerzas asociadas a las actividades de la vida diaria. Por otro lado, Frankle y cols⁶⁰ determinaron que el cerclaje circunferencial alrededor de las tuberosidades disminuía la movilidad y la tensión interfragmentaria, maximizaba la estabilidad de la fractura, y facilitaba la rehabilitación postquirúrgica.

Su indicación preferente es en los casos en que exista destrucción irreparable de la cabeza, con un aceptable estado de la cavidad glenoidea (Fig. 32). Por ello, su uso más frecuente es en fracturas complejas del húmero proximal en las que no es posible la reconstrucción con síntesis estable y duradera con la opción de la prótesis de hombro^{104,175}.

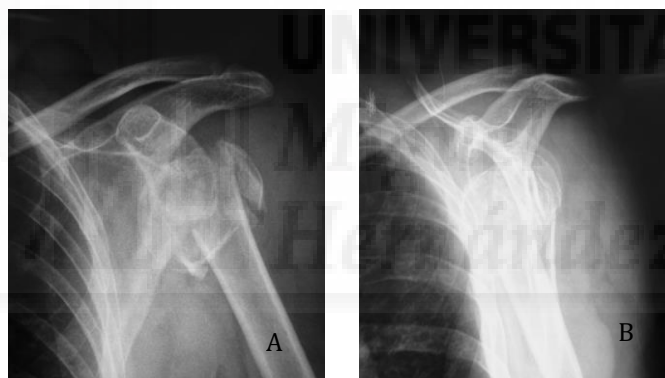


Fig. 32. Radiografía Fractura en 4 fragmentos. A) Proyección Anteroposterior, B) Proyección Transescapular

Las indicaciones tradicionales de la artroplastia han sido las fracturas más difíciles de reconstruir, como las fracturas de 4 fragmentos con patrones complejos de fractura y afectación articular, especialmente en pacientes mayores de 60 años de edad, las de 3 fragmentos en ancianos con mala calidad ósea, las fracturas complejas con luxación, las fracturas de estallido de la cabeza, y las fracturas que afectan más del 40% de la superficie articular^{2,17,180}. Las fracturas en cuatro fragmentos impactadas en valgo presentan una porcentaje significativamente menor de necrosis avascular, pero a pesar de esto algunos autores consideran que la hemiarthroplastia es una adecuada

alternativa¹²³.

Los estudios iniciales de Neer¹³³ y Tanner y Cofield¹⁷⁰ aportaban muy buenos resultados con la hemiartroplastia, y con prótesis más modernas se obtenían resultados funcionales satisfactorios^{108,126,149,180}. Sin embargo, estudios posteriores no han podido reproducir estos buenos resultados¹⁶⁰, pues aunque es eficaz para reducir el dolor, la hemiartroplastia presenta unos resultados funcionales muy dispares y generalmente pobres^{77,124,145}. Se ha visto que la movilización pasiva postoperatoria, seguida de un periodo largo de movilidad activa y potenciación, es esencial para alcanzar resultados óptimos tras una hemiartroplastia de hombro^{30,147}.

Las principales causas de malos resultados con la hemiartroplastia parecen ser en relación a la consolidación de las tuberosidades, como la malposición, pseudoartrosis o reabsorción de las mismas^{5,30,91,104}, que llevaría a una incompetencia del manguito de los rotadores. Por otro lado, diversos estudios han comprobado que aunque la posición de las tuberosidades era un factor significativo en el resultado funcional de la hemiartroplastia, el dolor no se correlacionaba con el desplazamiento de las tuberosidades^{35,108,126}.

La propia fractura conminuta puede afectar a la vascularización endostal de las tuberosidades, comprometiendo su consolidación o propiciando la necrosis y la reabsorción ósea de las mismas^{166,177}, a lo que se añade el factor negativo de la edad²⁹.

Así, el resultado satisfactorio de la hemiartroplastia exige la integridad funcional del manguito de los rotadores^{126,161}. Esto es, que no exista lesión previa, concomitante o subsiguiente de las partes blandas de dicho manguito, o en su caso que pueda ser eficazmente reparada, y en segundo lugar que pueda obtenerse una reposición del fragmento de la tuberosidad mayor estable y duradera y en la adecuada posición próxima a la anatómica^{5,149}. Pero estas circunstancias no siempre son posibles en las fracturas en ancianos^{2,11}. Aproximadamente del 4% al 50% de los hombros tratados con hemiartroplastia sufrieron malunión o pseudoartrosis de las tuberosidades^{11,17,147}. Aparte de la devascularización y la inadecuada fijación de los fragmentos, Boileau y cols¹¹ observaron que los factores que se asociaban con más

frecuencia a la falta de consolidación de las tuberosidades eran la mala posición intraoperatoria de la prótesis, la edad, el sexo y la reposición inadecuada del troquíter. Esta mala curación de la tuberosidad mayor da lugar a incapacidad funcional, conduciendo al pinzamiento del manguito en el espacio subacromial con una disminución de la amplitud de movimiento del hombro, dolor y rigidez.

PRÓTESIS DE RESUPERFICIALIZACIÓN

Este tipo de prótesis fue diseñado para el tratamiento de pacientes con necrosis avascular, artrosis y artritis reumatoide¹², aunque también se ha usado para otras indicaciones¹¹⁵. Sus ventajas son la preservación del stock o reserva ósea, la facilidad de la cirugía de revisión, la eliminación de elementos de concentración de fuerzas y la disminución del riesgo de fracturas periprotésicas (Fig. 33). Además, este tipo de implante permite recrear de una manera precisa la anatomía con respecto al offset¹⁷¹, la retroversión y el ángulo de inclinación.

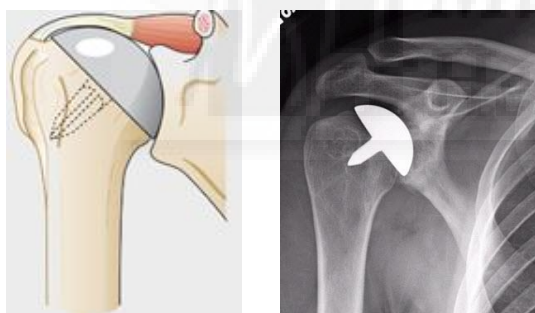


Fig. 33. A) Prótesis de hombro de resuperficialización. A) Radiografía de un caso

El implante con más años de seguimiento y con el que se tiene mayor experiencia es el diseñado por Copeland³⁸, que ya va por la tercera generación de prótesis. Se compone de una cúpula articular con un pequeño cilindro estabilizador. Los resultados clínicos esperables con este tipo de implante son similares a los de la artroplastia con vástago, con un riesgo de reintervención del 8% en la prótesis tipo Mark. Actualmente, el nuevo diseño Mark-3 incluye un revestimiento de hidroxiapatita en la superficie interna de la cúpula y en el cilindro estabilizador.

PRÓTESIS TOTAL ANATÓMICA

Esta prótesis reproduce la anatomía natural del hombro y consta de dos componentes fundamentales: humeral y glenoideo (Fig. 34). El humeral es un vástago metálico para implantación intramedular acabado en un elemento esférico, también metálico, que remeda la cabeza humeral. El componente glenoideo reproduce la forma de dicha superficie articular, consistiendo en una bandeja metálica para fijación al hueso escapular y una superficie de movimiento y fricción, cóncava de polietileno. Al igual que la hemiartroplastia, para su correcto funcionamiento requiere de la integridad funcional del manguito de los rotadores.

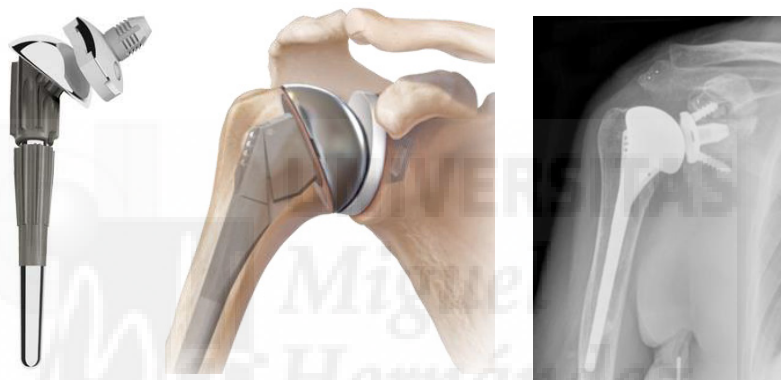


Fig. 34. A) Prótesis total anatómica Lima B) Posición de los componentes. C) Radiografía en un caso de artrosis

El componente humeral suele ser similar al de las hemiartroplastias, compacto o modular^{33,127}. No es clara la superioridad de la fijación cementada frente a la fijación a presión del vástago humeral, especialmente en pacientes jóvenes y de mayor calidad ósea¹⁴⁸.

Respecto al componente glenoideo, puede ser de solo polietileno para fijación cementada, pero este modelo suele presentar precozmente líneas radiolucidas¹⁶⁸, aunque el significado clínico de estas líneas es incierto todavía⁷¹. Existen evidencias de que el componente glenoideo presenta menos complicaciones y mayor duración si se coloca con cemento^{10,121}.

PRÓTESIS DE HOMBRO INVERSA

Es una prótesis total, en la que se invierte la posición de la cabeza humeral, de manera que a nivel glenoideo el componente es convexo (glenosfera), mientras que a nivel humeral es cóncavo (Fig. 35). La introducción de este modelo ha proporcionado más alternativas para el tratamiento de pacientes con roturas del manguito de los rotadores, ya que funcionalmente no depende tanto de esta estructura anatómica²² y aumenta la acción del músculo deltoides para reforzar la articulación, añadiendo estabilidad y mejorando los resultados funcionales.



Fig. 35. A) Prótesis inversa Lima B) Posición de los componentes. C) Radiografía en un caso de fractura

Muchos pacientes ancianos presentan una lesión degenerativa del manguito de los rotadores previa a la fractura. Estudios ecográficos mostraban que esta lesión existía en el 28% de las personas mayores de 60 años, en el 50% de las mayores de 70 años, y en el 80% de las mayores de 80 años¹²⁸.

La utilización de las prótesis inversas de hombro en las fracturas complejas del anciano fue el resultado de los problemas concernientes a la posición y consolidación de las tuberosidades en la hemiartroplastia¹⁰⁴.

El principio del diseño de este tipo de prótesis total consiste en convertir la glenoides en una carilla articular esférica (cabeza) y la cabeza del húmero en una superficie cóncava. Es una prótesis semiconstreñida, que basa su estabilidad en la tensión del músculo deltoides durante la abducción del brazo². Hay dos diseños fundamentales, uno basado en la prótesis original de Grammont, con medialización

del centro de rotación a nivel del componente glenoideo¹⁶. El otro diseño coloca el centro de rotación más lateralizado dentro de la glenosfera¹¹⁴. A pesar de estas diferencias mecánicas, ambos diseños aportan al deltoides un mayor y más eficaz brazo de palanca²², lo cual permite una eficiente elevación del brazo aún en ausencia de manguito de los rotadores, como la circunstancia que se produce cuando no es posible la correcta consolidación de las tuberosidades. Aunque la prótesis inversa puede compensar la deficiencia del manguito de los rotadores, es conveniente realizar una fijación estable de las tuberosidades para preservar en lo posible la rotación externa del hombro¹⁵⁹.

Diversos estudios^{15,16,22,103,112} han mostrado buenos resultados con prótesis inversa de hombro en los casos traumáticos. Pero con los diseños iniciales de prótesis inversas, en un estudio²⁷ con seguimiento medio de 6,5 años se observó que, para las fracturas agudas de húmero proximal en ancianos, el 70% de los casos presentaban algún hallazgo radiológicos como aflojamiento del componente glenoideo o *notching* escapular, aunque solamente un caso precisó de revisión a los 12 años. Con diseños actuales²² se han comprobado resultados satisfactorios, aunque limitados respecto al rango de movilidad del hombro y comparables a los obtenidos con la hemiartroplastia. Por otro lado, en estudios comparativos con la hemiartroplastia se han obtenido mejores resultados funcionales y menos dolor con la prótesis inversa^{43,45,68,70}, aunque estos resultados deben ser tomados con precaución hasta disponer de mayores evidencias.

Actualmente, el papel de la artroplastia inversa de hombre tanto en tratamiento primario como en secuelas en fracturas de húmero proximal está en discusión. Sin embargo, las evidencias hasta el momento sugieren que la prótesis inversa puede ser una opción más eficaz que la hemiartroplastia para el tratamiento de las fracturas proximales de húmero no reconstruibles y cuando no es posible la reconstrucción del manguito de los rotadores²⁴, así como salvamento de un fracaso de una hemiartroplastia¹²⁹. Sin embargo, su utilización está restringida a personas mayores de 65 años o con expectativas físicas reducidas, pues aunque la prótesis suple la

ineficiencia del manguito de los rotadores no es capaz de restaurar totalmente la función del hombro¹¹ y en un estudio preliminar, aunque de escaso tamaño, se ha observado un deterioro funcional pasados los 5 años⁸².

Bases biomecánicas de la prótesis inversa

En estos diseños, se invierte la posición de las superficies cóncavo-convexas de la articulación (Fig. 36). Es una prótesis semiconstreñida, cuya estabilidad está basada en la tensión del músculo deltoides, que durante la abducción del brazo se traduce en una fuerza de compresión entre el componente humeral y la metaglena⁴⁸. En el diseño propuesto por Grammont y cols⁷⁹ se pretende obviar la necesidad de la integridad física o funcional del manguito de los rotadores para realizar la segunda fase de la abducción o elevación del brazo.



Fig. 36. A) Superficies articulares anatómicas. B) Inversión de la concavidad-convexidad de las mismas.

La idea básica es medializar el centro de rotación articular, para aumentar el brazo de palanca del deltoides durante la abducción (Fig. 37), además de descender el húmero para elongar el deltoides y aumentar su fuerza de contracción.

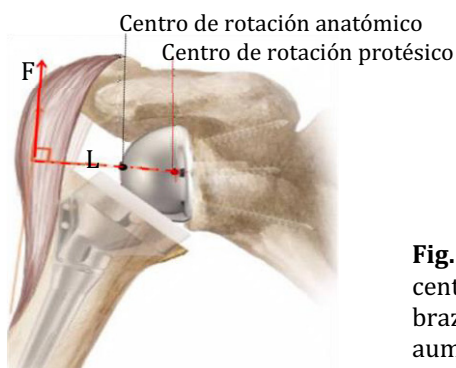


Fig. 37. Prótesis inversa. Medialización del centro de rotación articular, aumentando el brazo de palanca deltoideo (L) para aumentar la potencia muscular (F).

El diseño de la prótesis inversa pretende cumplir con dos objetivos

contradictorios¹⁵:

A) Medializar el centro de rotación articular y descender el húmero para aumentar el brazo de potencia del músculo deltoides, único músculo motor para esta prótesis, y de esta forma acrecentar su potencia. Pero de esta forma se reduce la estabilidad articular (Fig. 38A).

B) Proporcionar estabilidad, sobre todo en la primera fase de la abducción cuando las fuerzas de compresión son menores. Pero para aumentar la estabilidad debería moverse el centro de rotación lateralmente, con lo que disminuiría el brazo de palanca deltoides (Fig. 38B).

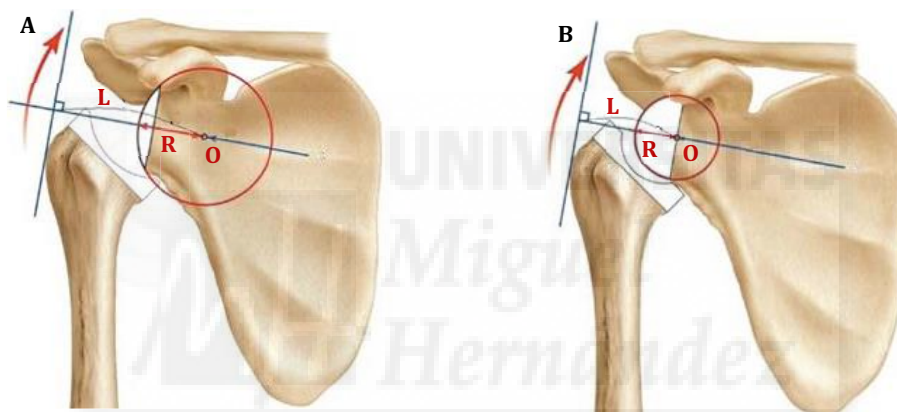


Fig. 38. Cinemática en el hombro con prótesis inversa: O, centro de rotación articular, R, radio de la glenófera, L, brazo de palanca del deltoides. **A)** Cuando se medializa el centro de rotación aumenta el diámetro virtual de la parte glenoidea, lo que conduce a menor estabilidad articular. **B)** Para aumentar la estabilidad debe reducirse el diámetro glenoideo, lo que reduce el brazo de palanca del deltoides

En una articulación glenohumeral sana (Fig. 39), durante la abducción el manguito de los rotadores produce fuerzas de compresión bien centradas y perpendiculares sobre la cavidad glenoidea, lo que proporciona estabilidad a la articulación y un punto de apoyo estable al deltoides para permitir girar la cabeza humeral y elevar el brazo⁴⁸. Ese punto de apoyo estable requiere la integridad de los músculos en el plano coronal y transversal. El subescapular y el infraespinoso producen fuerzas transversales, mientras que la parte inferior del manguito de los rotadores produce una fuerza similar reactiva sobre la cabeza del húmero. En la lesiones del manguito de los

rotadores, la fuerza aumentada requerida por el deltoides hace que la fuerza de compresión sobre la cavidad glenoidea sea oblicua y excéntrica¹²², con lo que la cabeza humeral, en lugar de girar, se ve traccionada en sentido proximal (signo de escape anterosuperior)⁶¹.

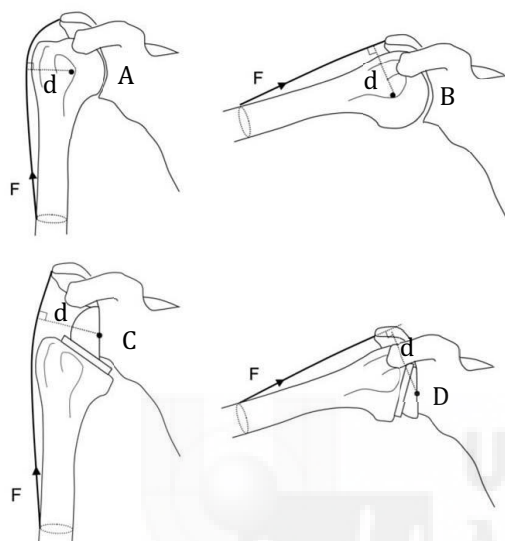


Fig. 39. Hombro normal: centro de rotación y posición del húmero y del músculo deltoides con el brazo en reposo (A) y en abducción (B). Prótesis inversa de hombro en reposo (C) y en abducción (D), medializa el centro de rotación y descende el húmero elongando al deltoides (F). El brazo de palanca deltoideo (d) se aumenta de manera que para cualquier desplazamiento angular del húmero, el acortamiento del deltoides es mayor que en la articulación anatómica

En el reemplazo con prótesis inversa la oblicuidad de las cargas no se puede prevenir, pero puede corregirse la excentricidad. La prótesis actúa medializando el centro de rotación¹⁵, aumentando la acción del deltoides para la abducción y la flexión anterior^{46,141}. Además, al incrementar el ángulo cervico-diafisario humeral a unos 155° se produce un descenso del húmero lo que aumenta la fuerza del deltoides sobre la cavidad glenoidea al estar elongado⁴⁶. En los modernos diseños, además se aconseja colocar la base glenoidea ligeramente descendida, lo que casi duplica la tensión y fuerza del deltoides⁷³. La consecuencia de esta medialización y descenso es que mayor cantidad de fibras anteriores y posteriores del deltoides intervendrán en la abducción⁷³. Para hacer frente a esta nueva carga oblicua, la metaglena se asegura con tres tornillos dispuestos en una configuración triangular, con el tornillo inferior clave firmemente anclado en el borde lateral de la escápula⁹².

3.3.4. TÉCNICAS QUIRÚRGICAS

Posicionamiento

El paciente se coloca en la mesa quirúrgica semisentado en posición de "silla de playa" (Fig. 40), con la espalda elevada entre 30° y 45°, y con el brazo totalmente libre e incluido en el campo quirúrgico, de manera que permitir su retropulsión y abducción⁴⁹.



Fig. 40. Posición del paciente y preparación del brazo

Vía de abordaje

La mayoría de cirujanos emplean el clásico abordaje deltopectoral, con sección del subescapular, que se sutura al terminar la colocación del implante con la esperanza de que recupere su función de rotador interno y proporcione un elemento estabilizador anterior. En contrapartida a este abordaje, algunos autores preconizan la vía superolateral⁵¹, con lo que se evita seccionar el subescapular, pasando a través de las fibras del deltoides, pero presenta el inconveniente de limitar la visualización para colocar correctamente los componentes protésicos, y requiere de una liberación del nervio axilar, en caso de que la fractura sea más inferior¹⁷⁴.

El abordaje deltopectoral clásico se realiza mediante una incisión cutánea en línea recta empezando desde el borde lateral de la apófisis coracoides hasta llegar a la inserción del deltoides (Fig. 41). Tras abrir el plano del tejido celular subcutáneo, se localiza la vena cefálica entre el deltoides y el pectoral mayor. De forma roma se realiza el abordaje medial a la vena, para abrir el surco deltopectoral. Se localiza el borde superior del pectoral mayor en su inserción humeral y se realiza una

desinserción parcial y proximal del tendón, para permitir una mejor movilización de la diáfisis humeral.

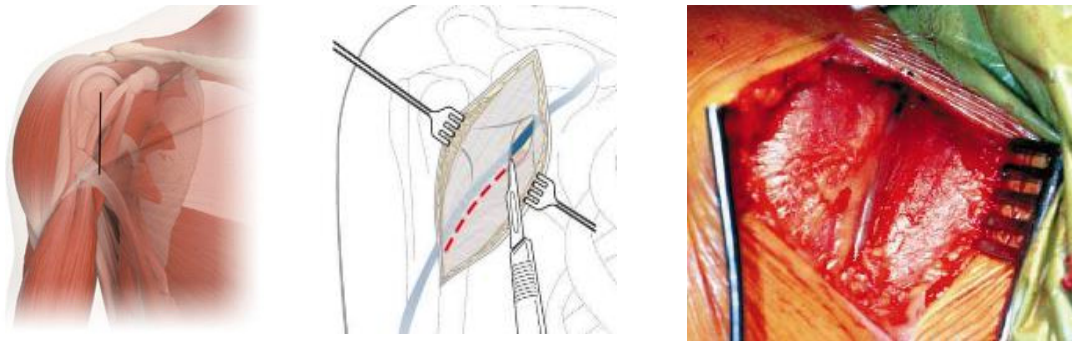


Fig. 41. A) Incisión deltopectoral. B) Apertura de fascia respetando la vena cefálica. C) Acceso romo entre el deltoides y el pectoral mayor.

Se identifica la apófisis coracoides para practicar una incisión en la aponeurosis clavipectoral en el borde lateral del coracobraquial para poder movilizar a medial el tendón conjunto (Fig. 42), proteger el nervio musculocutáneo y exponer el músculo subescapular, que se referencia y secciona (Fig. 43). A continuación se procede a la artrotomía con sección vertical de la cápsula. Precaución con el nervio circunflejo o axilar.

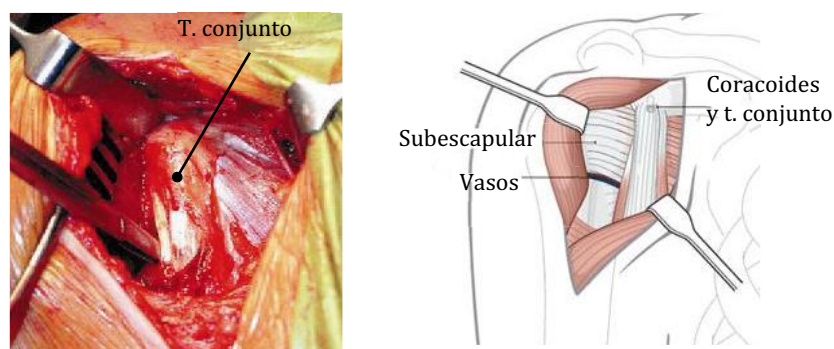


Fig. 42. A) Sección parcial del m. pectoral mayor e identificación del tendón conjunto, que se separa. B) Exposición del m. subescapular

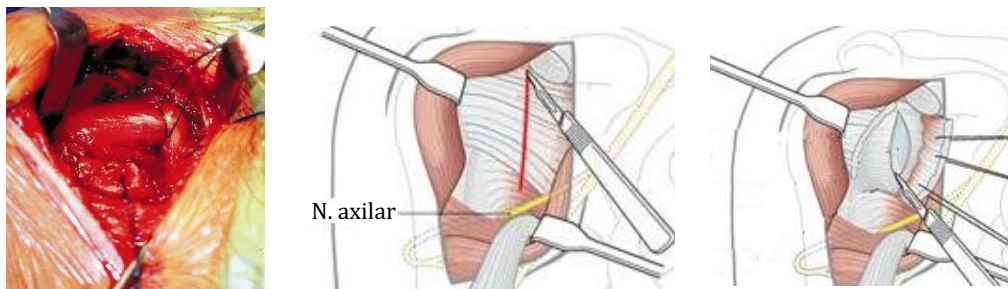


Fig. 43. A) Referencia en el m. subescapular. B) Sección del m. subescapular. C) Capsulotomía

Exposición de la fractura

Expuesta la fractura, se localiza el tendón de la porción larga del bíceps que se referencia, realizando su tenotomía (Fig. 44), para al acabar realizar la tenodesis en su posición original¹⁰⁹.

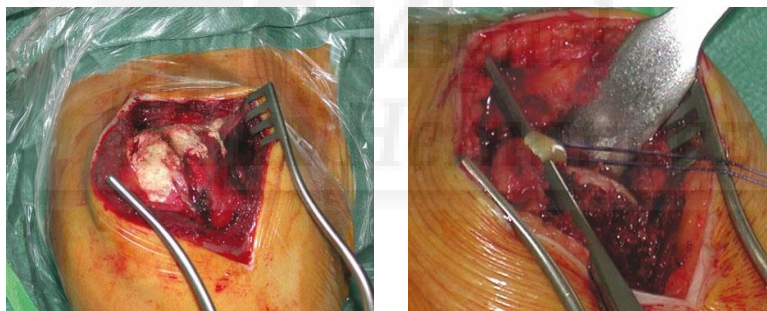


Fig. 44. A) Exposición de la fractura. B) Identificación del t. largo del bíceps

Se identifican las tuberosidades que se refieren con suturas. El troquíen es traído hacía delante con el subescapular y el troquíter con el supraespinoso hacia atrás (Fig. 45). Cuando las tuberosidades no están separadas es preferible mantenerlas unidas para colocar la prótesis, manteniendo el máximo de uniones periósticas en la diáfisis. Se extrae la cabeza humeral, midiendo su diámetro máximo (Fig. 46). Un error muy común es sobredimensionar la cabeza protésica.

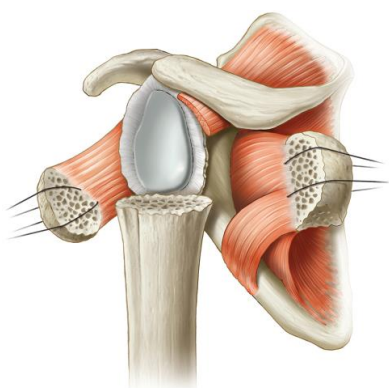


Fig. 45. Localización y referencia de las tuberosidades

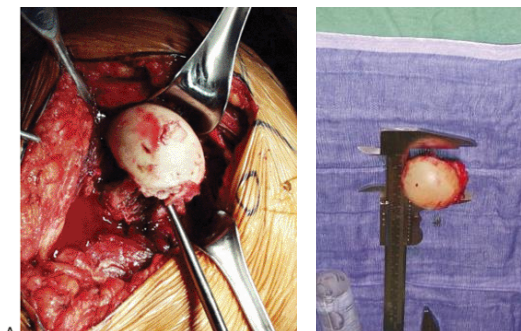


Fig. 46. Extracción de la cabeza y medición de la misma

Preparación humeral para la hemiartroplastia

Para facilitar la exposición humeral, el brazo se coloca en aducción y en extensión. Se prepara el canal medular con las raspas en orden creciente de tamaño, hasta contactar con hueso cortical (Fig. 47). Se realizan dos agujeros en la metáfisis humeral para estabilizar las tuberosidades.



Fig. 47. A) Fresado del canal medular. B) Colocación del vástago. C) en caso de hemiartroplastia se completa ensamblando la cabeza

La posición del implante es un paso esencial que influirá en el resultado funcional¹¹. Más de 10 mm de aumento de longitud, 15 mm de acortamiento o 40° de retroversión tienen un impacto negativo³¹ en la valoración de Constant. El implante se posiciona en unos 20° a 30° de retroversión medido con respecto al antebrazo

estando el codo flexionado a 90° (Fig. 48). La altura del implante se ajusta según la pérdida de stock óseo en la zona proximal y las radiografías preoperatorias. Después de la reducción, el implante debe ser estable antes de fijar las tuberosidades. La altura debe ser suficiente para restablecer la tensión del deltoides y del tendón conjunto.

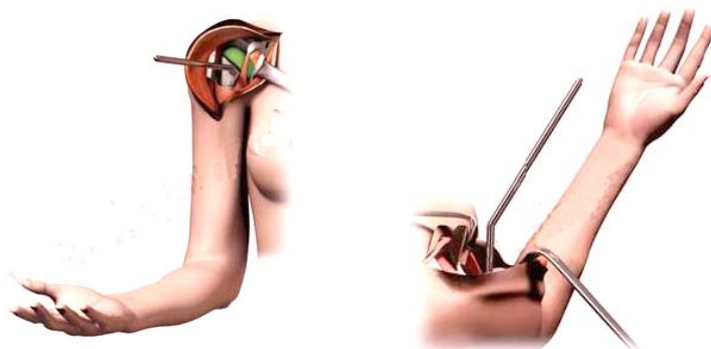


Fig. 48. A) El brazo se coloca en rotación externa de 30°, con el codo flexionado a 90°. En esta posición el vástago se coloca en posición neutra. B) Se comprueba que la guía es paralela al antebrazo

Preparación humeral para la prótesis inversa

En esencia es similar, incluido la correcta posición del implante, que en la hemiartroplastia. La retroversión del componente humeral con la metáfisis inversa se establece en 10°-20° (Fig. 49).

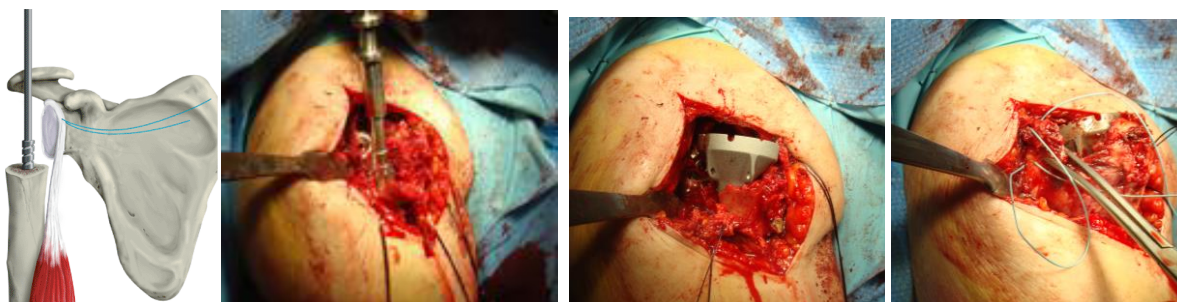


Fig. 49. A) Preparación humeral. B) Fresado proximal. C) Introducción del vástago con la superficie cóncava D) Terminación de la superficie articular humeral

Preparación glenoidea

La cavidad glenoidea se prepara según la técnica estándar, localizando el centro de la misma, para proceder a su fresado, aunque algunos prefieren desplazarlo a inferior ligeramente (Fig. 50).

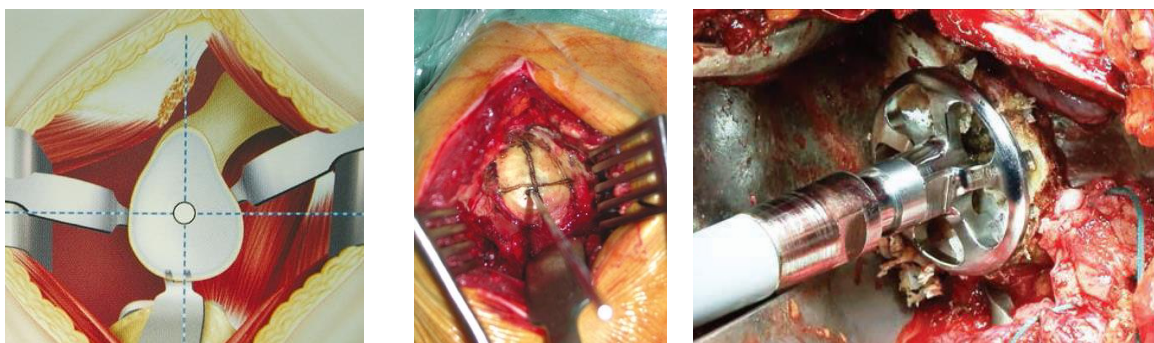


Fig. 50. A) Centro geométrico de la glena. B) punto de encastrado de la fresa. C) Fresado de la cavidad

Hay que conseguir que la implantación de la metaglena sea lo más distal posible, alineándola con el borde inferior de la glena y con una inclinación de 10° hacia abajo^{87,156}. De esta manera la metaglena sobrepasará ligeramente el borde inferior de la glenoides, para evitar la erosión subescapular (*notching*) (Fig. 51). Tras ello, se reducen los componentes para comprobar su posición y estabilidad.

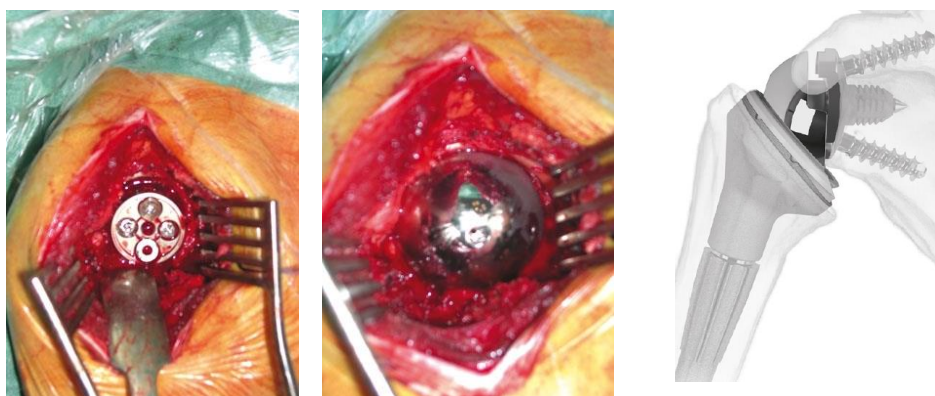


Fig. 51. A) Colocación atornillada de la base metálica, B) Ensamblaje de la metaglena convexa. C) Reducción de prueba

Fijación de las tuberosidades

La reconstrucción de las tuberosidades debe ser en la posición más anatómica posible, para poder restaurar la función del manguito rotador^{11,31,126}. En el plano frontal, la posición del troquíter con respecto a la cabeza humeral viene definido por la distancia cabeza-troquíter, que varía entre 3 a 20 mm con un valor medio⁹³ de 8 +/- 3 mm. La distancia ideal es de 5 a 10 mm, aunque otros autores¹¹⁹ recomiendan una posición más baja del troquíter para compensar la medialización inducida por la primera generación de implantes y la superposición de las corticales laterales para mejorar la consolidación.

La lateralización del troquíter es importante para restaurar el brazo de palanca del manguito rotador en abducción y rotación. El fallo en la restitución del offset humeral se asocia con pobres resultados funcionales. El offset lateral se consigue colocando un injerto óseo entre el implante y el troquíter, si el relleno del implante es deficitario o usando un implante con vástago ancho metafisario, sin injerto.

La fijación de las tuberosidades se realiza según la técnica descrita por Boileau y cols¹³, con hilo de gran grosor y no reabsorbible, usando suturas horizontales alrededor del implante junto a suturas verticales que crean un efecto de tirante con compresión intertuberositaria. La medialización del húmero proximal y la resección del supraespinoso en las prótesis inversas de hombro reducen la tensión del manguito rotador. Se ha comprobado la ventaja del cerclaje circunferencial para asegurar la estabilidad en rotación, pasando la sutura horizontal por el agujero medial de la prótesis o por el cuello de la misma (Fig. 52).

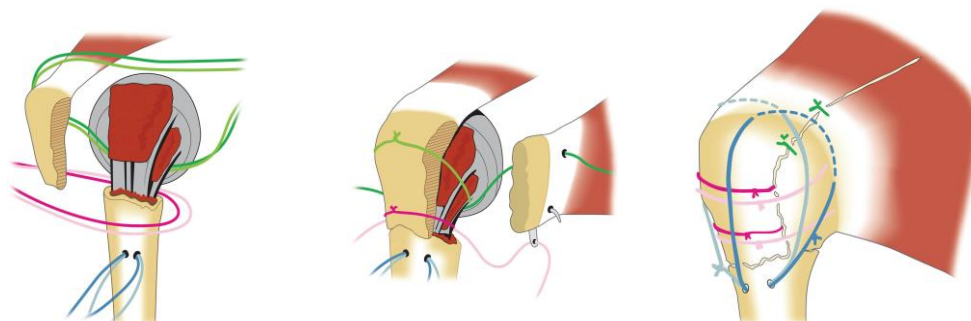


Fig. 52. Técnica de Boileau para fijación de las tuberosidades. A) Sutura de las tuberosidades al vástago. B) Suturas horizontales entre las tuberosidades. C) Suturas verticales a la diáfisis humeral

Cuando existe gran conminución, Frankle y cols⁶⁰ recomiendan reforzar la sutura pasando varias veces por el tendón, usando puntos de Krakow. El troquíter debe fijarse primero, con el brazo en rotación neutra. Antes de cerrar la sutura se coloca injerto entre el hueso y el implante y entre las tuberosidades y la diáfisis humeral. A continuación se fija el troquín con dos suturas horizontales. Para controlar la estabilidad del montaje, Gerber y Werner⁷⁵ recomiendan fijar el troquíter en rotación interna y el troquín en externa (Fig. 53).



Fig. 53. A) Reducción definitiva de los componentes. B) Terminación de las suturas de las tuberosidades.

IV. JUSTIFICACIÓN

Las fracturas complejas del húmero proximal en las personas de edad, o con osteoporosis, presentan resultados insatisfactorios con tratamiento conservador², debido a la secuela de rigidez dolorosa que suelen presentar y a la alta tasa de necrosis avascular de la cabeza humeral. La reconstrucción mediante reducción abierta y fijación interna, a pesar de los avances con nuevos diseños de osteosíntesis, han dado malos resultados funcionales, debido a la dificultad de realizar una síntesis estable²⁶.

Ante esto, la mayoría de cirujanos optaron por el tratamiento mediante hemiartroplastia, pero los resultados funcionales suelen ser insatisfactorios, sobre todo debido a la dificultad para recolocar las tuberosidades humerales en correcta posición y la dificultad en su consolidación^{11,22,28}. Este factor es determinante, pues la hemiartroplastia requiere un manguito de los rotadores competente^{5,11}. A ello debe añadirse que muchos pacientes ancianos pueden presentar lesión del manguito previamente a la fractura.

Junto a otros autores^{11,13}, nosotros pensamos que la recolocación de las tuberosidades es muy dificultosa, dada la conminación fracturaria, que la consolidación de los fragmentos tuberositarios puede estar comprometida por las lesiones vasculares inherentes al traumatismo, que propiciaría su necrosis y reabsorción ósea, y que suele ser infructuosa la reparación de un manguito con degeneración crónica previa y lesionado por el traumatismo.

La prótesis inversa de hombro parece que biomecánicamente no dependería tanto de la integridad funcional del manguito de los rotadores para recuperar la función del hombro a un nivel aceptable¹⁶³. No obstante, no existen suficientes evidencias al respecto, pues hasta el momento hemos encontrado 5 estudios comparativos, entre hemiartroplastia y prótesis inversa para estas fracturas^{18,68,70,176}, de los que tan solo uno⁴³ era prospectivo pero no randomizado sino con series secuenciales.



V. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

5.1. HIPÓTESIS

La prótesis inversa de hombro ha mostrado su efectividad en pacientes con lesiones degenerativas asociadas a incompetencia del manguito de los rotadores. Nuestra hipótesis, a la hora de delimitar nuestro estudio teórico de investigación y plantear nuestros objetivos, es que la prótesis inversa de hombro puede ser más efectiva que la hemiartroplastia para el tratamiento de fracturas complejas del húmero proximal en pacientes de edad en los que la demanda funcional suele ser moderada. Por lo tanto, se trata de plantear el siguiente contraste de hipótesis:

H₀: la prótesis inversa de hombro tiene el mismo efecto funcional con los fracasos terapéuticos que la hemiartroplastia.

H₁: el efecto funcional de la prótesis inversa de hombro es diferente al de la hemiartroplastia.

5.2. OBJETIVOS

PRIMARIO

Valorar el resultado funcional de la prótesis inversa de hombro, comparado con los de la hemiartroplastia, para el tratamiento de las fracturas complejas del húmero proximal en pacientes ancianos.

SECUNDARIOS

Valorar el dolor postoperatorio

Valorar el rango de movimiento

Valorar la calidad de vida de los pacientes

Valorar la posibilidad de consolidación de las tuberosidades

Valorar los resultados radiográficos, con especial atención a la aparición de erosión glenoidea inferior (*notching*) y a los signos de inestabilidad articular.



VI. MATERIAL Y MÉTODOS

6.1. DISEÑO Y ÉTICA

Se diseñó un estudio prospectivo aleatorizado controlado y ciego para comparar los resultados entre la prótesis de hombro inversa y la hemiartroplastia en pacientes ancianos con fracturas de húmero proximal complejas agudas.

El estudio fue aprobado por el Comité de Ética Institucional (protocolo PI2010-21), siendo necesario el consentimiento informado, cumpliendo la legislación vigente y la ley de protección de datos.

6.2. SELECCIÓN Y MUESTREO DE PACIENTES

Fueron potencialmente elegibles para el estudio los pacientes por muestreo consecutivos y que precisaran tratamiento por fractura proximal del húmero en el Servicio de Cirugía Ortopédica del Hospital Universitario de Elda. El estudio se inició en Enero de 2.010 y terminó en Noviembre de 2.013.

6.2.1. CRITERIOS DE INCLUSIÓN

- Ambos sexos
- Edad de 70 o más años
- Fractura de húmero proximal aguda que fuera subsidiaria de prótesis de hombro. Las indicaciones para ello^{11,126} fueron fracturas complejas sin posibilidad de reconstrucción, incluyendo las fracturas desplazadas en 4 partes, fracturas en de 3 partes con luxación, o estallidos de cabeza con

afectación de más del 40% de la superficie articular. El diagnóstico se realizó mediante radiografías simples de urgencias, y preoperatoriamente se confirmó el tipo de fractura mediante tomografía axial computerizada (Tac).

6.2.2. CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

- Contraindicaciones para la cirugía, a juicio del anestesista
- Cirugía previa en el hombro
- Fractura asociada del miembro superior ipsilateral
- Trastorno neurológico.

6.3. ALEATORIZACIÓN

La asignación al azar a los grupos de hemiartroplastia o prótesis de hombro inversa se realizó con sobres cerrados opacos numerados secuencialmente, que habían sido confeccionados por el personal administrativo. El día previo a la intervención se abría el sobre correspondiente. Los cirujanos no estaban involucrados en el proceso de aleatorización.

6.4. TAMAÑO DEL ESTUDIO

El cálculo del tamaño de la muestra se basó en la escala Constant³⁶, considerada en este estudio como variable principal de resultado, de un estudio previo⁶⁸.

Con el fin de detectar una diferencia clínicamente relevante de 15 puntos entre los grupos, con una desviación estándar de 20, aceptando un contraste de hipótesis bilateral, alfa del 5% y un poder del 80% (beta de 20%), fueron necesarios 28 pacientes en cada grupo. Suponiendo una tasa de abandono del 5%, se requirieron al menos 30 pacientes en cada grupo.

6.5. INTERVENCIÓN

Todas las operaciones fueron realizadas por dos cirujanos (ESF, RCG) con experiencia en cirugía de hombro. Todos los pacientes fueron operados en un quirófano con flujo laminar, bajo anestesia regional y sedación. El paciente era colocado en la posición de silla de playa. El acceso quirúrgico fue el deltopectoral en todas las intervenciones, respetando la vena cefálica, que se separaba hacia lateral.

En todos los casos se utilizó el mismo sistema de prótesis de hombro modular (SMR-Lima, Udine, Italia), para evitar elementos de sesgo (Fig. 54). Antes del estudio, este sistema de prótesis ya se utilizaba en nuestro centro, con el que se tenía suficiente experiencia, por lo que no hubo que realizarse curva de aprendizaje.



Fig. 54. Sistema modular SMR-Lima. A) Hemiartroplastia SMR-Trauma. B) Prótesis SMR-inversa

Este sistema permite la elección de diversas prótesis de hombro (hemiartroplastia, artroplastia total anatómica e inversa). El vástago humeral es común para todas las modalidades, metálico en aleación de titanio y con recubrimiento poroso del mismo metal, para fijación no cementada.

6.5.1. GRUPO DE HEMIARTROPLASTIAS

En el grupo de hemiarthroplastia, se implantó en todos los hombros el modelo de prótesis parcial SMR-Trauma. El cuerpo del húmero proximal (con tres tamaños diferentes de altura) tenía orificios en su porción proximal para permitir la sutura de las tuberosidades al vástago. La cabeza era modular (para elección de tamaño, tras la

medición de la cabeza original) en aleación de titanio.

La misma técnica quirúrgica básica se utilizó en cada hombro para hemiartroplastia, incluyendo la preservación del origen y la inserción del músculo deltoides, tenodesis del bíceps, la restauración de la longitud del húmero con la altura adecuada, del vástago. La cabeza se colocaba en aproximadamente 30° de retroversión, medido con respecto al antebrazo estando el codo flexionado a 90°.

Cuando había rotura del manguito de los rotadores, si era reparable se sutura con hilo reabsorbible, y si era irreparable no se cerraba el defecto. Las tuberosidades fueron fijadas tan anatómicamente como era posible. Eran reinsertadas según la técnica de Boileau y cols¹¹, mediante suturas no absorbibles pasadas horizontal y verticalmente, a fin de fijar unas tuberosidades a la otra, a la prótesis y al vástago. No se cerró el intervalo rotador.

En este grupo, los hombros se inmovilizaron después de la cirugía con un cabestrillo que se retiraba gradualmente alrededor de 3 semanas. Se les permitió de inmediato realizar ejercicios de movilización pasiva y de péndulo. En la semana segunda, se autorizaba la realización de ejercicios pasivos asistidos en rehabilitación, limitando la flexión anterior y la abducción a 100° y la rotación externa a 30°. Cuando se observaba consolidación de las tuberosidades en las radiografías (alrededor de 6 semanas), se iniciaron ejercicios activos y resistentes.

6.5.2. GRUPO DE PRÓTESIS INVERSA

En este grupo se utilizó el modelo SMR-inversa para fracturas en todos los hombros. El cuerpo del húmero proximal era en aleación de titanio con orificios en el cuerpo inverso para permitir la sutura de las tuberosidades, y un surco medial liso para pasar las suturas. El inserto de polietileno (reticular) tenía un chaflán en su parte inferior con el fin de disminuir el riesgo de choque y el fenómeno *notching* consecuente. La glenosfera era convexa de aleación de titanio con una placa-base de titanio con recubrimiento de hidroxiapatita, un tetón central y estabilidad inicial

proporcionada por 2 tornillos divergentes (el tornillo superior orientado hacia la coracoides, y el inferior siguiendo el borde lateral e inferior de la escápula) y press-fit del tetón.

La placa-base glenoidea se colocó con el fin de reproducir una orientación de la cavidad glenoidea con una inclinación inferior de aproximadamente 10° y versión neutra, ajustándose al reborde inferior de la glenoides ósea (Fig. 55). Un principio básico era restaurar la longitud del húmero para obtener una adecuada tensión del deltoides y del tendón conjunto. El vástago se implantó en 20° de retroversión. Se realizó comprobación de la versión y de la longitud del húmero después de la reducción de prueba de ambos componentes, a fin de comprobar la laxitud y la estabilidad de la articulación. Cuando era necesario, se colocó en el cuerpo inverso un aumento epifisario con el fin de optimizar la tensión del deltoides.



Fig. 55. Esquema colocación implante glenoideo.

Cuando el manguito de los rotadores estaba intacto, el tendón del supraespinoso se reseca, y el tendón del subescapular era mantenido. Las tuberosidades se reinsertaron de forma idéntica a los casos de hemiarthroplastia.

En este grupo, los hombros después de la operación se inmovilizaron en cabestrillo durante 3 semanas en un régimen similar al grupo de hemiarthroplastia. Luego, los pacientes continuaron con la fisioterapia en un centro de rehabilitación durante al menos 4 semanas para realizar ejercicios y actividades de activación del deltoides según la tolerancia.

En ambos grupos, se colocó un drenaje aspirativo durante 24 horas postoperatorias. Se realizó profilaxis antibiótica y antitrombótica estándar. Ningún paciente recibió profilaxis frente a osificación heterotópica.

6.6. VARIABLES DE ESTUDIO

6.6.1. VARIABLE PRINCIPAL

La medida de resultado primaria en este estudio fue el estado funcional postoperatorio del hombro según la escala de Constant y Murley³⁷, por ser la más utilizada en la cirugía de hombro. Con una puntuación de 0-100, valora el dolor (máximo 15 puntos), actividades (8 puntos), alteración del sueño (2 puntos), la función (10 puntos), los rangos de movilidad (40 puntos) y la fuerza en el hombro (25 puntos).

La movilidad de abducción y flexión anterior se midió con goniómetro, mientras que las rotaciones eran evaluadas por la posición de la mano en movimientos estandarizados. La medición activa de la movilidad se entendía al nivel en que podía realizarse el movimiento sin dolor, y así el número máximo de grados era aquel en que empezaba el dolor.

La fuerza era medida (Fig. 55) con una balanza de resorte convencional, colocando el paciente su brazo en 90º de abducción y 30º de antepulsión. De la muñeca se le colgaba la balanza del antebrazo y el explorador realizaba tracción mientras el paciente intentaba resistir la fuerza (máximo 12,5 Kg o hasta que aparecía el dolor).

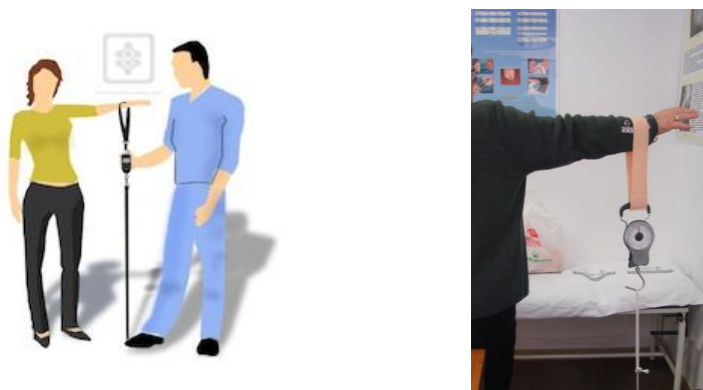


Fig. 55. Medición de la fuerza

Dado que esta escala fue diseñada para todo tipo de pacientes, incluidos deportistas, en el caso de prótesis en ancianos no es posible alcanzar la máxima puntuación en la mayoría de ellos, por decrecer la puntuación¹⁰¹ con la edad y el sexo, por lo que Constant y cols³⁶ realizaron unas tablas (Tabla II) para ajustar el resultado de acuerdo al sexo y a la edad. Nosotros hemos realizado el cálculo de la puntuación bruta y de la normalizada de acuerdo a esos estándares, que suele exponerse en porcentaje.

Tabla II. Normalización de la escala Constant		
Edad	Hombres	Mujeres
< 21	100	100
21-30	98	97
31-40	93	90
41-50	92	80
51-60	90	73
61-70	83	70
71-80	75	69
81-90	66	64
91-100	56	52

El fracaso clínico fue definido como una puntuación Constant no ajustada de menos de 50 puntos a partir de los 12 meses postoperatorios.

6.6.2. VARIABLES SECUNDARIAS

Dolor

La valoración del dolor se realizó utilizando la puntuación de dicho apartado en la escala de Constant y Murley³⁷, que se categoriza como no dolor (15 puntos), leve (10 puntos), moderado (5 puntos) o severo (0 puntos).

Funcionales

Los resultados clínicos también fueron evaluados mediante la escala objetiva/subjetiva UCLA¹⁴⁰ (*University of California Los Angeles*). Esta escala es menos

utilizada, con una puntuación de 0-35, valorando el dolor subjetivo (10 puntos) la función (10 puntos), la flexión anterior (5 puntos), la fuerza de contracción muscular en la flexión anterior (5 puntos) y la satisfacción del paciente (5 puntos).

La calidad de vida se valoró mediante el cuestionario para miembro superior DASH⁷ (*Disabilities of the Arm, Shoulder, and Hand*), en su versión reducida y validada para nuestro país. Presenta un módulo estándar, otro para trabajadores manuales y otro para deportistas o músicos, que deben calcularse por separado. Nosotros empleamos sólo el módulo estándar, en su versión rápida, que consta de 11 preguntas sobre dolor o limitación en actividades cotidianas. Cada pregunta se valora de 1 (no dolor o no dificultad) a 5 (dolor intenso o gran dificultad).

Radiográficas

Para la valoración radiográfica preoperatoria se realizaron proyecciones anteroposterior, transescapular y axilar, y tomografía axial computerizada. Postoperatoriamente no se realizó tomografía.

El tipo de fractura se clasificó por los criterios radiográficos de Neer¹³⁴.

La situación y posición de las tuberosidades se categorizaron como curación anatómica, consolidación defectuosa, falta de unión o reabsorción. Curación anatómica se consideraba cuando la distancia entre la tuberosidad mayor y la parte superior del componente cefálico¹²⁶ (DTC): distancia tuberosidad a cabeza fue entre 5 y 20 mm (Fig. 56).



Fig. 56. Medición radiográfica de la posición de las tuberosidades (DTC), y del ascenso de la cabeza (DAC)

En el grupo de hemiartroplastia, la migración proximal fue evaluada por la distancia acromio-humeral (DAH). La DAH (Fig. 56) se midió desde la cara inferior del acromion a la cara superior de la cabeza del húmero, y una medida inferior a 7 mm se consideraba anormal por ascenso de la cabeza protésica debido a fallo del manguito de los rotadores¹¹.

En el grupo de prótesis inversa, la erosión escapular inferior (*notching*) se clasificó de acuerdo a Sirveaux y cols¹⁵⁹ (Fig. 57).

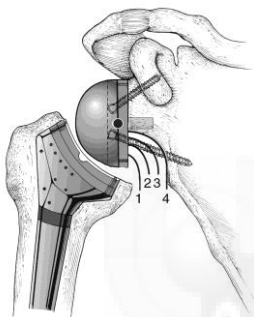


Fig. 57. Grados de erosión escapular inferior (*notching*) de Sirveaux

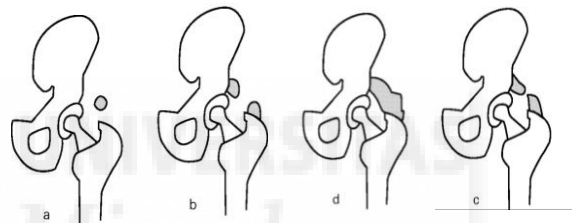


Fig. 58. Grados de osificación heterotópica de Brooker

El aflojamiento definitivo se definió como presencia de líneas radiolucientes mayores de 2 mm o progresivas, osteolisis, migración de cualquier implante, o subsidencia del vástago¹⁵³.

El hueso heterotópico se calificó de manera similar al sistema de Brooker y cols¹⁹ para la cadera (Fig. 58).

6.7. SEGUIMIENTO Y EVALUACIÓN

Para el análisis de los resultados, se requirió un mínimo seguimiento postoperatorio de 2 años.

Las evaluaciones clínicas y radiográficas se realizaron pre y postoperatoria a las 6 semanas, 3, 6 y 12 meses, y luego anualmente hasta al menos 2 años.

Todos los formularios de valoración funcional postoperatoria se completaron en cada visita por un cirujano experimentado independiente (ALU), que no participó en las cirugías, y no sabía qué tipo de prótesis se había utilizado.

Cada evaluación radiológica postoperatoria incluyó proyecciones anteroposterior, axilar y transescapular. Las últimas radiografías fueron analizadas por un cirujano independiente (ALU).

6.8. CÁLCULO DE LA RELEVANCIA CLÍNICA (MEDIDAS DE IMPACTO O EFECTO) DE LA INTERACCIÓN Y DE LA ASOCIACIÓN EPIDEMIOLÓGICA

Para cuantificar la relevancia clínica se calcula la reducción de riesgo absoluto (RRA) o diferencia entre las incidencias de fracasos del grupo control y el del grupo experimental; la reducción de riesgo relativo (RRR) o cociente entre el RRA y la incidencia entre los fracasos del grupo control, y el número necesario de pacientes (NNT) a operar con la prótesis inversa de hombro para evitar una complicación con la estándar. Como medidas de asociación se calculó el riesgo relativo (RR) o cociente entre la incidencia de fracaso en grupo experimental y control. En todos los cálculos se cuantificó los límites de confianza (LC) al 95%.

RRA= Incid. fracasos en grupo control – Incid. fracasos en grupo experimental

RR= Incid. fracasos en grupo experimental / Incid. fracasos en grupo control

RRR= 1 – RR

NNT= 1 / RRA

6.9. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Todos los análisis estadísticos se realizaron con el programa IBM-SPSS v.19.0 (IBM-SPSS, Armonk, NY, EE.UU.).

La distribución normal se determinó mediante la prueba de Kolmogorov-Smirnov.

Para la comparación entre grupos de variables continuas se utilizó la prueba t-Student o la no paramétrica de U-Mann-Whitney. Para las variables categóricas la prueba de chí cuadrado o exacta de Fisher o la no paramétrica de Mantel-Haenszel.

Para la comparación entre los datos de pre y post-operatorio dentro de un grupo, se utilizaron la prueba t-Student pareada o la no paramétrica de Wilcoxon con rango.

La prueba de Kaplan-Meier se utilizó para analizar de supervivencia de las artroplastias, considerando como punto final la reintervención quirúrgica. A continuación se realizó otro análisis de supervivencia, considerando como punto final la reintervención quirúrgica o el fracaso clínico. El fracaso clínico fue definido como una puntuación Constant no ajustada de menos de 50 puntos a partir de los 12 meses postoperatorios. La comparación de las curvas de supervivencia se realizó mediante la prueba de Log-rank.

En todos los análisis se consideró con significación estadística un valor de p inferior a 0,05.



VII. RESULTADOS

7.1. CARACTERÍSTICAS PREOPERATORIAS

Entre 2010 y 2011, se incluyeron 62 pacientes consecutivos para el estudio. Ellos fueron asignados a tratamiento con prótesis de hombro inversa (31 pacientes) o hemiartroplastia (31 pacientes). En el grupo de las hemiartroplastias, una paciente falleció al año postoperatorio por razones no relacionadas con la cirugía, y fue excluida del estudio. Todos menos esa paciente completaron el seguimiento postoperatorio mínimo de 2 años.

No hubo diferencias significativas preoperatorias entre los grupos (Tabla III).

Tabla III. Datos preoperatorios			
	Inversas	Hemiartroplastias	p
Nº	31	30	
Edad*	74,7 (70-85)	73,3 (70-83)	0,211
Mujer/Varón	4/27	5/25	0,731
Lado dominante (%)	61,3%	56,2%	0,880
Fractura (Neer)			0,900
3-partes	5 (16,1%)	4 (13,3)	
4-partes	21 (67,8%)	20 (66,7%)	
4-partes c/luxación	5 (16,1%)	6 (20,0%)	
Manguito rotadores			0,721
No roto	17 (54,8%)	19 (63,3%)	
Reparable	9 (29,1%)	8 (26,7%)	
Irreparable	5 (16,1%)	3 (10,0%)	

* Mean (range)

La edad media (Fig. 59) era similar en ambos grupos con rango de 70 a 85 años ($p= 0,211$), y no había diferencia en la tasa por sexos ($p= 0,731$) (Fig. 60).

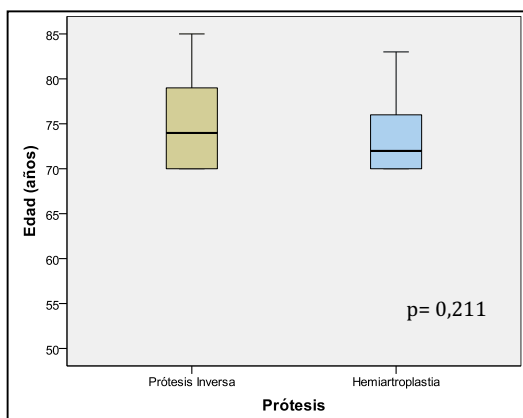


Fig. 59. Diferencias de la edad media

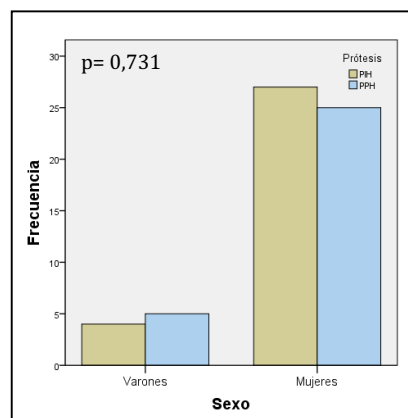


Fig. 60. Diferencias de sexos

El mecanismo de la lesión en todos los pacientes fue caída sobre la extremidad superior. Todos menos 1 paciente en el grupo de las hemiartroplastias y 2 en el grupo de las prótesis de hombro inversas informaron que tenían una función normal del hombro previa a la fractura. La función del hombro contralateral era normal, sin limitaciones en todos los pacientes. El tipo de fractura se muestra en la Fig. 61.

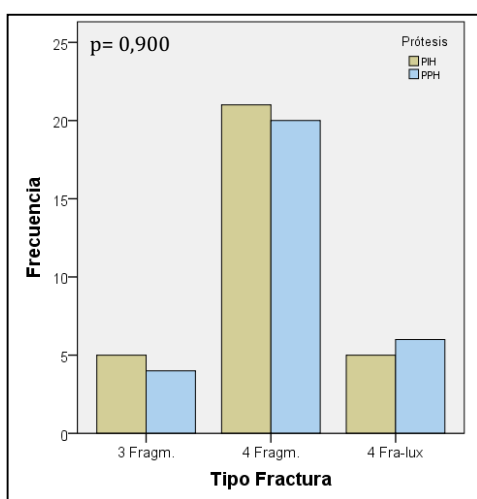


Fig. 61. Tipos de fractura según prótesis

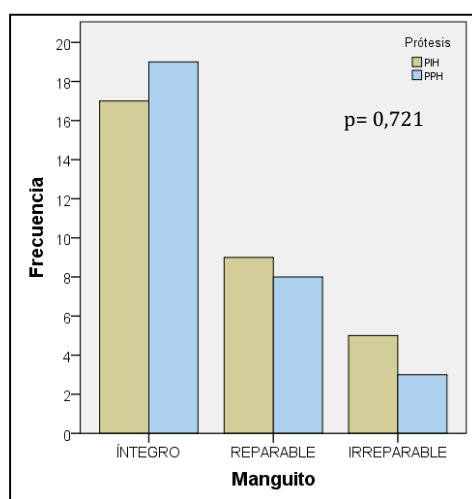


Fig. 62. Estado del manguito según prótesis

7.2. RESULTADOS GENERALES

El intervalo de tiempo medio entre la fractura y la operación fue de 5,1 días (rango, 1-12) para todos los pacientes. El tiempo quirúrgico medio fue de 90,4 (rango, 80-120) minutos para el grupo de las prótesis de hombro inversas y 80,2 (rango, 57-110) minutos para el grupo de las hemiartróplastias ($p = 0,001$).

El estado del manguito de los rotadores se evaluó intraoperatoriamente (Fig. 62). En el grupo de las hemiartróplastias el manguito estaba íntegro en 20 pacientes (66,7%), con desgarro reparable en 7 pacientes (23,3%), e irreparable en 3 pacientes (10%). En el grupo de las prótesis de hombro inversas el manguito estaba íntegro en 19 pacientes (61,3%), con desgarro reparable en 8 pacientes (25,8%), e irreparable en 4 pacientes (12,9%). Estas diferencias no eran estadísticamente significativas ($p = 0,896$).

El tiempo medio de seguimiento postoperatorio en el grupo de las prótesis de hombro inversas fue de 29,4 meses (rango, 24-44), y en el grupo de las hemiartróplastias fue de 27,7 meses (rango, 24-49) ($p = 0,279$).

7.3. RESULTADOS FUNCIONALES

Los resultados postoperatorios de ambos grupos se muestran en la Tabla IV. Al final del seguimiento, la puntuación Constant media, global y para cada uno de los parámetros, fue significativamente mayor ($p = 0,001$) en el grupo de las prótesis de hombro inversas tanto en el valor Constant bruto (Fig. 63) como en el normalizado (Fig. 64).

Globalmente, fueron considerados como fracaso clínico (puntuación de Constant no ajustada menor de 50) 8 pacientes (25,8%) en el grupo de la prótesis de hombro inversas y 17 (56,6%) en el grupo de las hemiartróplastias, siendo la diferencia significativa ($p = 0,013$) (Fig. 65).

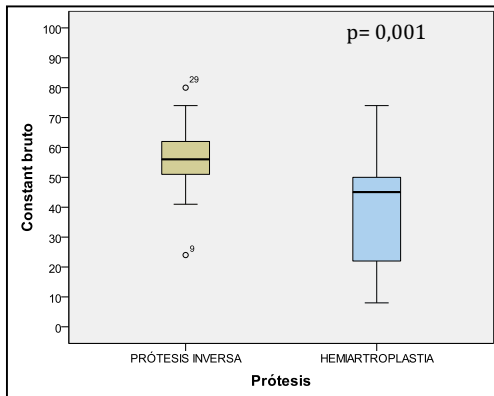


Fig. 63. Constant bruto medio, según prótesis

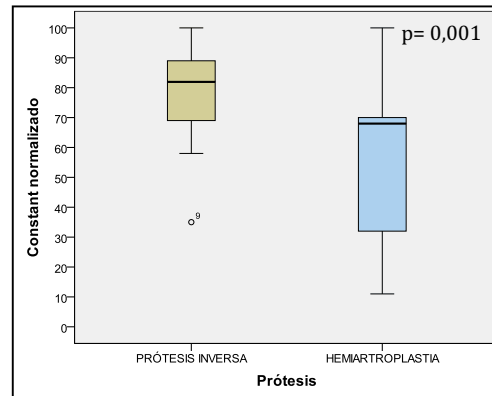


Fig. 64. Constant normalizado medio, según prótesis

Tabla IV. Resultados funcionales, según Constant			
	Inversas	Hemiartroplastias	p
Constant bruto	56,1 (24-80)	40,0 (8-74)	0,001
dolor	14,0 (10-15)	8,8 (0-15)	0,001
actividad	16,7 (10-20)	12,2 (4-20)	0,001
movilidad	21,7 (4-36)	14,9 (4-34)	0,001
fuerza	4,8 (0-9)	2,1 (0-5)	0,001
Constant ajustado (%)	79,7 (35-100)	55,8 (11-100)	0,001

Valores medios (rango)

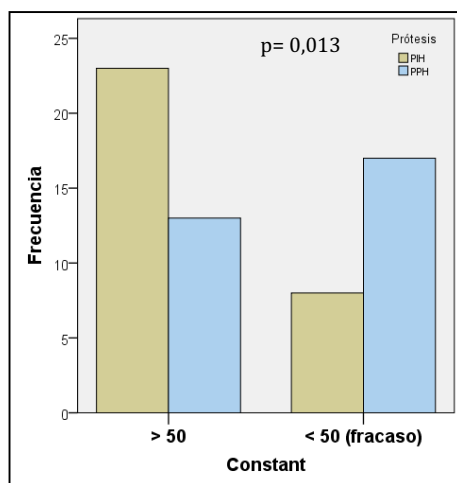


Fig. 65. Tasa de fracaso clínico, según prótesis

En el estudio de los cálculos obtenidos en las medidas de asociación epidemiológica y las de relevancia clínica demostró que la prótesis inversa consigue unos mejores resultados clínicos que la hemiartroplastia.

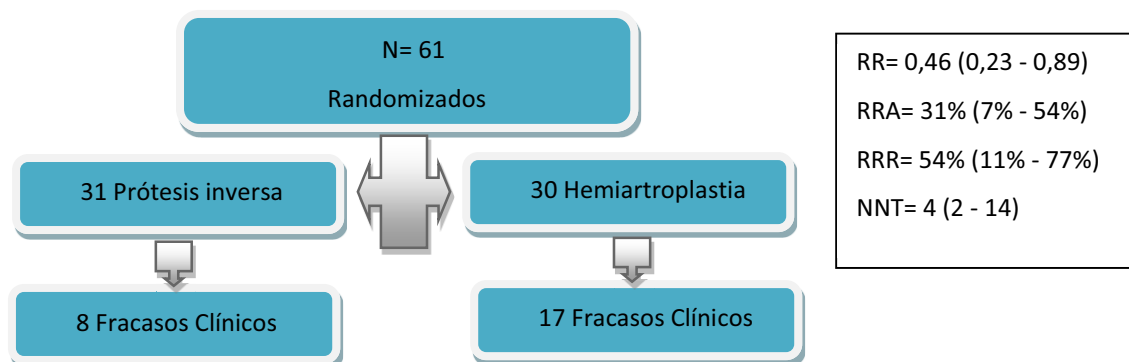


Fig. 66. Cálculo de la asociación y relevancia clínica

Todos los arcos de movimiento activo medio (abducción, flexión anterior y rotación externa) (Tabla V) fueron significativamente mejores en el grupo de las prótesis de hombro inversas ($p < 0,023$), excepto para la rotación interna en la que no había diferencia significativa entre los dos grupos ($p = 0,914$) (Figs. 67-70). Un paciente (3,2%) en el grupo de las prótesis de hombro inversas tenía la abducción y la flexión anterior menor de 90° , mientras que en el grupo de las hemiartroplastias esta limitación se encontró en 10 pacientes (33,3%), diferencia que era significativa ($p = 0,017$).

Tabla V. Resultados en movilidad			
	Inversas	Hemiartroplastias	p
Flexión anterior ($^\circ$)	120,3 (40-180)	79,8 (20-180)	0,001
Abducción ($^\circ$)	112,9 (50-170)	78,7 (30-150)	0,001
Rotación externa *	4,7 (0-10)	3,3 (0-10)	0,023
Rotación interna *	2,7 (0-6)	2,6 (0-6)	0,914

Valor medio (rango). * Puntuación Constant (posición de la mano al realizar movimientos)

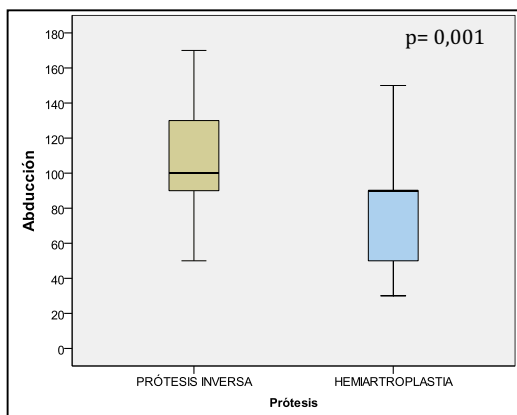


Fig. 67. Abducción, según prótesis

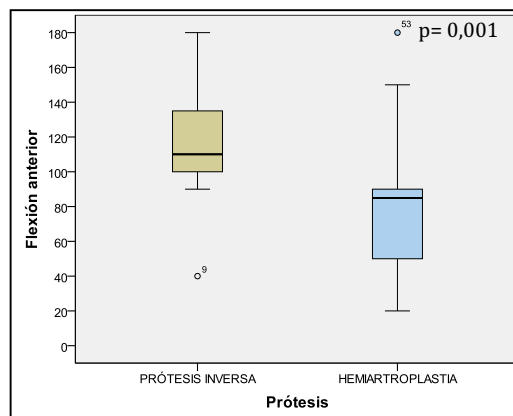


Fig. 68. Flexión anterior, según prótesis

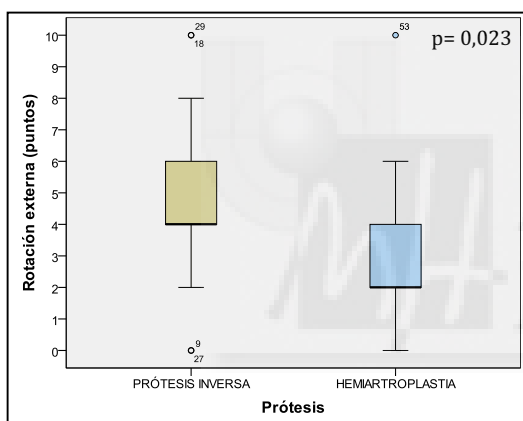


Fig. 69. Rotación externa, según prótesis

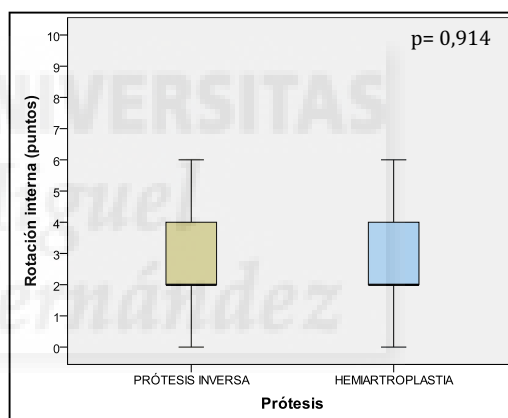


Fig. 70. Rotación interna, según prótesis

Todos los pacientes del grupo de las prótesis de hombro inversas referían no tener dolor o éste era leve y ocasional, mientras que en el grupo de las hemiartroplastias hubo 4 pacientes con dolor moderado y 6 con dolor intenso, siendo la diferencia significativa ($p = 0,002$).

En el grupo de las hemiartroplastias, los pacientes que resultaron con fallo en la consolidación de las tuberosidades tenían significativamente peor Constant media que aquellos con curación anatómica (21,4 frente a 51,2; $p = 0,001$), peor flexión anterior (52,7 frente a 100,6; $p = 0,001$), y peor abducción (54,6 frente a 94,0; $p = 0,001$), pero

no hubo diferencias en la rotación externa (3,8 frente a 2,6; $p= 0,082$) o interna (3,2 frente a 1,8; $p= 0,063$) (Figs. 71-72)

En el grupo de las prótesis de hombro inversas, los resultados fueron independientemente de la curación de las tuberosidades, sin diferencias significativas entre los subgrupos con fallo o curación anatómica con respecto a la media de puntuación de Constant (53,9 frente a 59,3; $p= 0,183$), flexión anterior (117,5 frente a 122,1; $p= 0,695$), abducción (107,5 frente a 116,3; $p= 0,399$), rotación interna (2,4 frente a 3,1; $p= 0,157$), o rotación externa (2,5 frente a 1,9; $p= 0,184$) (Figs. 70-71).

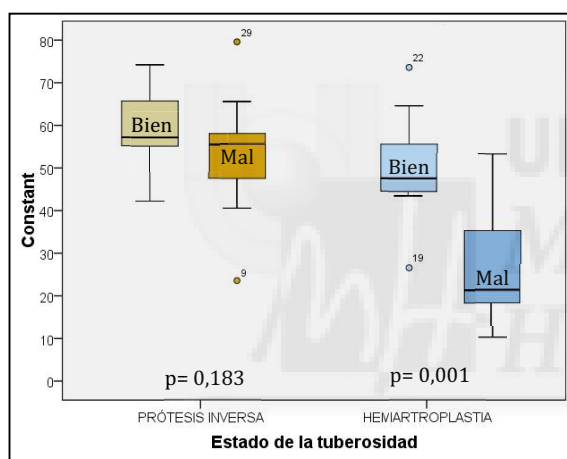


Fig. 71. Constant bruto según estado de la tuberosidad (bien/mal) y tipo de prótesis

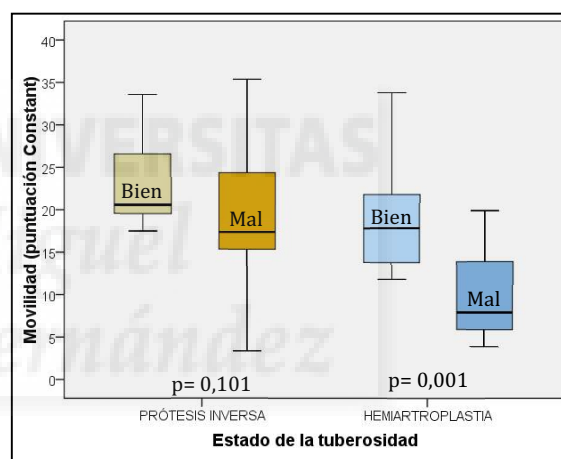


Fig. 72. Movilidad total según estado de la tuberosidad (bien/mal) y tipo de prótesis

Cuando se utilizó otro sistema de valoración funcional, como la escala UCLA (Tabla VI), se confirmaba que los resultados fueron mejores en el grupo de las prótesis de hombro inversas ($p= 0,001$), así mismo cuando se utilizó el cuestionario DASH para la valoración subjetiva y capacidad para la realización de actividades cotidianas los resultados fueron mejores (a mayor puntuación mayor discapacidad) en el grupo de las prótesis de hombro inversas.

Tabla VI. Resultados en calidad de vida			
	Inversas	Hemiartroplastias	p
UCLA (0-35)	29,1 (16-34)	21,1 (6-34)	0,001
DASH (0-55)	17,5 (12-30)	24,4 (13-41)	0,001

Valores medios (rango)

7.4. RESULTADOS RADIOGRÁFICOS

En el grupo de las hemiartroplastias, no hubo evidencia de aflojamiento de cualquier componente en la última evaluación realizada. Se observaron líneas radiolucientes de 1 mm en 3 vástagos humerales, pero todos se mantuvieron estables en el último seguimiento.

Tabla VII. Resultados de las tuberosidades		
	Inversas	Hemiartroplastias
Consolidación	20 (64,5%)	17 (56,7%)
Malunión	6 (19,3%)	4 (13,3%)
Reabsorción	5 (16,2%)	9 (30,0%)

(p= 0,408)

En el grupo hemiartroplastias, había 17 hombros (56,7%) con curación anatómica de tuberosidades, 4 (13,3%) con malunión debido a la fijación insuficiente, y 9 (30,0%) con reabsorción (Tabla VII). La distancia acromio-cabeza (DAC) media fue de 8,3 mm (rango, 0-15). Una DAC de 7 mm o menor, lo cual reflejaba insuficiencia o ruptura del manguito de los rotadores (Fig. 73), se encontró en 8 pacientes (26,6%). De ellos, 6 pacientes tuvieron que ser reintervenidos para colocar una prótesis de hombro inversa, y los otros 2 pacientes rechazaron el realizar una nueva cirugía. En 6 hombros (20,0%) se observó osificación heterotópica, todas grado-1, y en todas sin relevancia clínica.

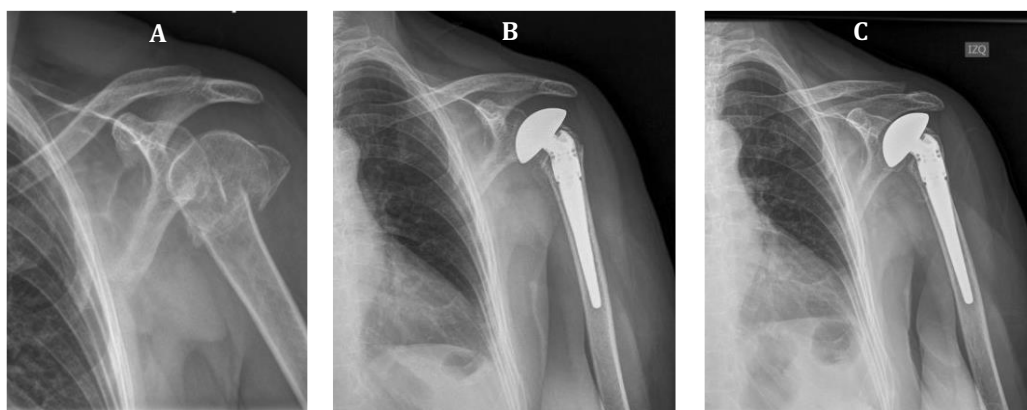


Fig. 73. A) Mujer de 70, con fractura en 4-partes, manguito reparable. B) Hemiartroplastia a 3 meses. C) A los 10 meses, reabsorción tuberosidades, ascenso de la prótesis. Mal resultado funcional y dolor.

En el grupo de las prótesis de hombro inversas (Fig. 74), no hubo evidencia de aflojamiento de cualquier componente en la última evaluación realizada. Se observaron líneas radiolucientes de 1 mm alrededor de 4 vástagos humerales, pero todos se mantuvieron estables. No había líneas radiolucientes alrededor del componente glenoideo. La erosión glenoidea inferior (*notching*) se observó en un solo hombro (3,2%), grado-1 y sin efecto funcional. Las tuberosidades (Tabla VII) consolidaron en posición anatómica en 20 hombros (64,5%), con mala posición debido a la fijación insuficiente en 6 hombros (19,3%), y con resorción en 5 hombros (13,2%). Se observó osificación heterotópica en 5 hombros (16,1 %), 4 grado-1 y una grado-3, en todos los casos sin significación clínica.

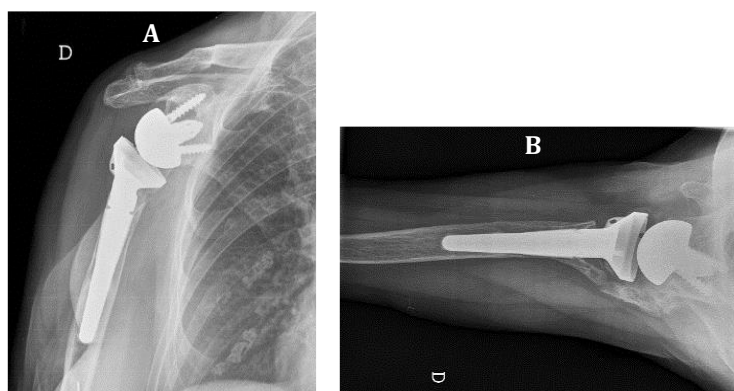


Fig. 74. Mujer de 72, con fractura en 4-partes, manguito irreparable. Prótesis inversa a 34 meses, con resultado clínico bueno. A) Radiografía anteroposterior sin signos de aflojamiento o notching. B) Radiografía axilar con osificación grado-3, sin repercusión clínica ni sobre la movilidad

7.5. COMPLICACIONES Y REINTERVENCIONES

En el grupo de las hemiartroplastias, se produjo una fractura intraoperatoria del húmero durante la inserción del vástago en un paciente que fue tratado inmediatamente con cerclaje de alambre, con resultado radiológico y funcional bueno. Otro paciente sufrió una infección superficial que fue tratada con antibióticos y sin necesidad de cirugía, con buen resultado final. Otro paciente presentó rigidez de hombro, siendo movilizado bajo anestesia general con resultado infructuoso. Seis pacientes, antes mencionados con migración proximal radiográfica de la hemiartroplastia (Fig. 75), requirieron reintervención debido al dolor y función limitada, colocándose una prótesis de hombro inversa en un tiempo medio de 15,6 meses (rango, 11-20) desde la cirugía inicial. Uno de ellos sufrió una luxación 4 meses después de la revisión, que se trató con reducción abierta. La puntuación media de Constant en estos pacientes después de la revisión fue mala, de 21,8 (rango, 8-51).

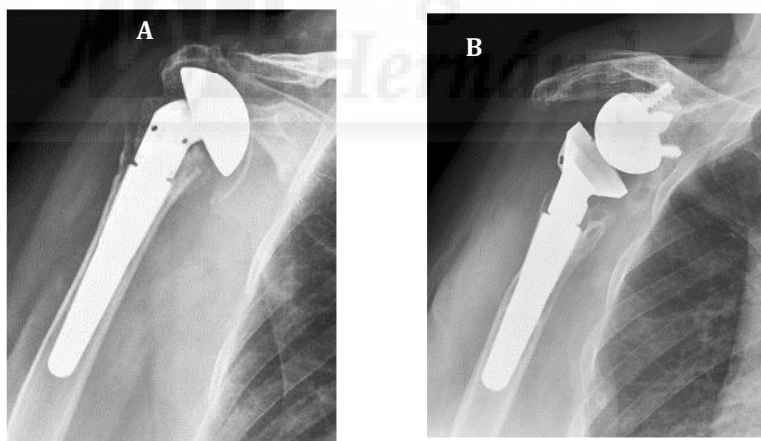


Fig.75. A) Ascenso de la hemiartroplastia por incompetencia del manguito.
B) Recambio a prótesis inversa.

En el grupo de las prótesis de hombro inversas, un paciente desarrolló un hematoma subcutáneo que se resolvió con tratamiento conservador. Otro paciente sufrió una infección profunda de la herida (*Staphylococcus aureus*) a los 13 meses

postoperatorios, lo cual requirió reintervención en 2 tiempos para implantar una nueva prótesis de hombro inversa, teniendo un resultado funcional malo. No hubo complicación neurológica en cualquiera de los grupos.

7.6. SUPERVIVENCIA DE LA PRÓTESIS

Cuando se consideraba como punto final la reintervención quirúrgica por cualquier motivo (Fig. 76), la supervivencia a 40 meses fue del 96,8% (intervalo de confianza del 95%, 90,5%-100%) en el grupo de las prótesis de hombro inversas, y del 80,0% (IC 95%, 65,6%-94,3%) en el grupo de las hemiartroplastias, siendo esta diferencia significativa ($p= 0,043$).

Cuando se utilizó como punto final tanto la reintervención como el fracaso clínico (Fig. 77), la supervivencia fue del 71,0% (IC 95%, 55,1%-86,9%) en el grupo de la prótesis de hombro inversas, y del 43,3% (IC 95%, 25,6%-65,1%) en el grupo de las hemiartroplastias, siendo esta diferencia significativa ($p = 0,029$).

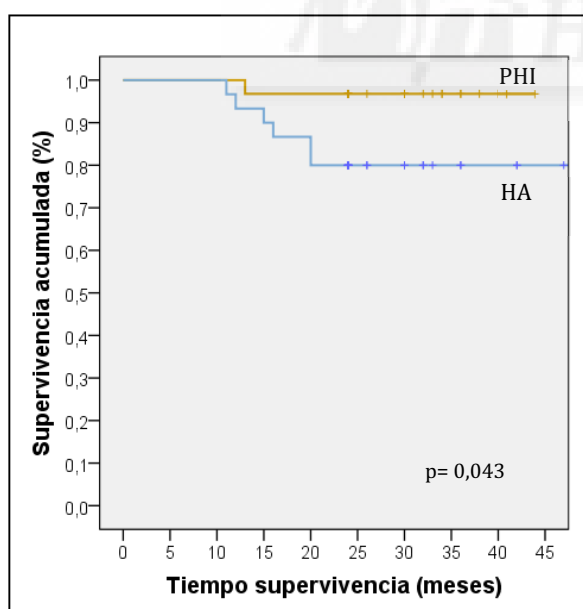


Fig. 76. Supervivencia de la prótesis, con punto final en reintervención

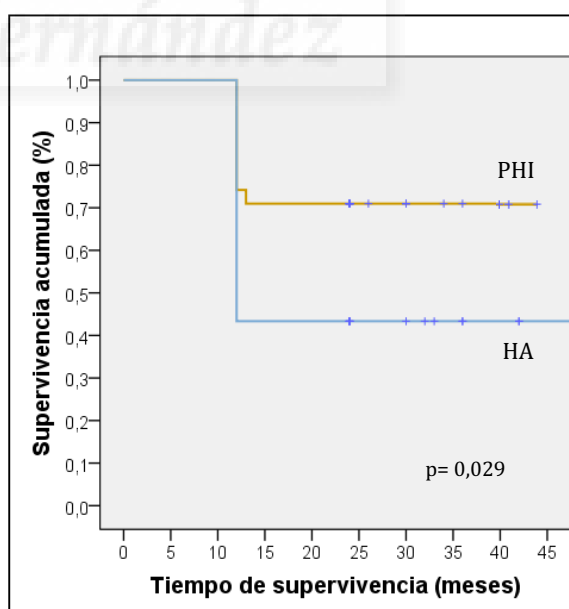


Fig. 77. Supervivencia de la prótesis, con punto final en reintervención o en fallo clínico



VIII. DISCUSIÓN

A pesar de la controversia existente en la literatura, hay pocos estudios que compararen los dos tipos de prótesis para el tratamiento de estas fracturas agudas. Sólo hemos encontrado cuatro estudios comparativos retrospectivos^{18,68,70,176}, y otro estudio prospectivo⁴³. Este último era un estudio no aleatorizado, con dos series de casos consecutivas y utilizando varios modelos de prótesis. Pensamos que nuestro estudio es el primero prospectivo aleatorizado comparando hemiartroplastia y prótesis de hombro inversa para las fracturas humerales proximales agudas en personas de edad avanzada.

La hemiartroplastia de hombro tradicionalmente ha sido recomendada como tratamiento de elección en las fracturas complejas de húmero proximal en los ancianos, cuando la fijación interna no era una opción viable². No obstante, en estudios recientes se ha observado que los resultados con hemiartroplastia son controvertidos^{53,80,139}.

Hay casi unanimidad en considerar que el resultado funcional tras hemiartroplastia depende fundamentalmente de conseguir la consolidación anatómica de las tuberosidades¹¹, pero esta curación es difícil de obtener⁵ en la mayoría de los pacientes de edad avanzada con fracturas conminutas.

La prótesis de hombro inversa fue propuesta como un tratamiento alternativo para estas fracturas complejas agudas²² en las que había incompetencia del manguito de los rotadores y este no era reparable. Esto era sobre la base teórica de que con la prótesis de hombro inversa los resultados funcionales eran menos dependientes de la curación de las tuberosidades y de la integridad física o funcional del manguito de los rotadores, pero esto sigue siendo objeto de evaluación. Aunque estudios recientes han mostrado resultados satisfactorios en fracturas tratadas con prótesis de hombro inversa^{69,103,112,172}, también se ha observado un número relevante de complicaciones^{21,28}.

Valoraciones funcionales

Nuestros principales hallazgos fueron que los resultados funcionales y la tasa de revisión eran significativamente mejores con la prótesis de hombro inversa que con la hemiartroplastia. Además, encontramos que el rango de movimiento era significativamente mayor en las prótesis inversas, excepto para la rotación interna. Esto estaba de acuerdo con otros estudios comparativos a corto¹⁸ o mediano plazo⁴³. Boyle y cols¹⁸, en la revisión del registro nacional de artroplastia de Nueva Zelanda, encontró que la función a los 6 meses era similar entre los pacientes con prótesis de hombro inversa y hemiartroplastia, pero a los 5 años era significativamente mejor en el grupo de prótesis de hombro inversa.

Gallinet y cols⁶⁸ realizaron un estudio retrospectivo comparativo, con un total de 40 pacientes con edad media de 74 años y seguimiento medio de 16 meses. Ellos también referían una diferencia significativa del valor Constant ente la hemiartroplastia (39 puntos) y la prótesis de hombro inversa (53 puntos), aunque no encontraron diferencias en la valoración DASH, que fue de 41 y 37, respectivamente.

Garrigues y cols⁷⁰, en otro estudio retrospectivo comparativo entre 12 hemiartroplastias y 11 prótesis de hombro inversas, con seguimiento medio de 3,6 años, encontró muy superiores resultados funcionales con la prótesis de hombro inversa, empleando otros instrumentos de valoración funcional, como la escala de la Sociedad Americana de Hombro y Codo (*American Shoulder and Elbow Society score*), otra escala funcional local (*University of Pennsylvania shoulder score*) y la evaluación de calidad de vida SANE (*Single Assessment Numerical Evaluation score*).

En el estudio comparativo, con valoración prospectiva, de Cuff y Pupello⁴³, entre 23 hemiartroplastias y 24 prótesis de hombro inversas, con edad media de 74 años y seguimiento mínimo de dos años, encontraron también mejores resultados funcionales en el grupo de prótesis inversas medidos con la escala ASES (*American Shoulder Elbow Surgeons*) y SST (*Simple Shoulder Test*), encontrando además que había un 91% de pacientes satisfechos en el grupo de prótesis de hombro inversas frente a un 61% en el de hemiartroplastias.

Desde el análisis de la asociación epidemiológica y relevancia clínica sorprende el factor protector de la prótesis inversa para evitar el fracaso, con un riesgo relativo (RR) menor de 1 y un límite de confianza (LC) del 95% que no toca el valor neutro. También en la relevancia clínica destaca el gran beneficio absoluto, la gran reducción del riesgo relativo (RRR) (aproximadamente por cada 2 fracasos esperados con hemiartroplastia, la prótesis inversa evita 1) y el poco esfuerzo que se necesita (NNT) ya que con 4 intervenciones de prótesis inversa evitas un fracaso esperado con hemiartroplastia.

Valoración de la movilidad

Nuestros resultados de rango de movimiento con prótesis de hombro inversa eran relativamente reducidos respecto a los rangos de movimiento normales, pero otros estudios sobre el movimiento del hombro han demostrado que los pacientes sanos mayores de 70 años tenían un máximo de sólo el 60% de la elevación total normal¹⁶⁹, siendo este rango suficiente para las actividades de la vida diaria sin restricciones para su edad.

En estudios comparativos previos, no ha habido acuerdo sobre los resultados de la rotación del hombro. Gallinet y cols⁶⁸ compararon retrospectivamente 16 pacientes con prótesis de hombro inversa y 17 con hemiartroplastia, en pacientes con una edad media de 74 años, y un seguimiento medio de 15 meses. Estos autores observaron que el grupo de prótesis de hombro inversa presentaba una puntuación de Constant significativamente mayor que el grupo de hemiartroplastia, aunque la puntuación DASH de calidad de vida era similar. En el grupo de prótesis de hombro inversa la abducción y flexión anterior fueron mejores, pero la rotación interna y externa fueron peores que en el grupo de hemiartroplastia. Garrigues et al¹² comparó retrospectivamente 11 prótesis de hombro inversas y 12 hemiartroplastias, con una edad media de 75 años y seguimiento medio de 3,6 años. Ellos encontraron un mejor resultado funcional y de la flexión anterior del hombro en el grupo de prótesis de hombro inversa pero la rotación externa era similar en ambos grupos. Cuff y Pupello⁴³

compararon 2 series consecutivas de 24 pacientes con prótesis de hombro inversa y 23 con hemiartroplastia, con una edad media de 74 años y seguimiento medio de 2 años. Los datos de ambos grupos se habían recogido de forma prospectiva, y también encontraron que el resultado funcional y el rango de flexión anterior fueron significativamente mayores en el grupo de prótesis de hombro inversa, pero no se observaron diferencias significativas tanto para la rotación externa como la interna.

Valoración de las tuberosidades

En nuestro estudio, la curación anatómica de las tuberosidades era difícil de obtener a pesar de la reparación meticulosa realizada, que fue del 56,7% en hemiartroplastia y del 64,5% en prótesis de hombro inversa. Con la hemiartroplastia, esta tasa era similar a la observada por algunos otros autores^{5,43}, pero menor del 80%-96% reportado en otros estudios^{53,139}. Con prótesis de hombro inversa, la tasa de curación de tuberosidades era coherente con la de otros estudios^{22,69}. Diversos autores^{11,43} han observado que la curación anatómica de tuberosidades era el principal factor que influía en el resultado funcional después de la hemiartroplastia para las fracturas de húmero proximal. De acuerdo con ellos, los peores resultados de nuestro grupo de hemiartroplastia se asociaron significativamente con el fracaso de curación de las tuberosidades, mientras que en el grupo de prótesis de hombro inversa los resultados fueron independientes de la curación de tuberosidades, lo que parece confirmar que en la prótesis de hombro inversa no tiene tanta relevancia clínica la integridad del manguito de los rotadores.

La erosión escapular

La erosión del cuello glenoideo inferior (*notching* escapular) fue encontrado en un solo caso entre las 31 prótesis de hombro inversas (3,2%) de nuestro estudio, tasa similar a la de otros estudios recientes^{43,70,112,172,176}, en los que se utilizaron varios modelos de prótesis de hombro inversas. Por el contrario, otros estudios informaron de tasas de *notching* entre 25% y 73%. En estos últimos estudios^{22,28,52,69}, el único

factor coincidente era que en la mayoría de sus pacientes se había utilizado la prótesis inversa modelo Delta III. La causa del *notching* parece ser multifactorial, debiéndose a dos mecanismos principales. Unos autores pensaron que esto era debido al choque entre el componente humeral y el pilar escapular inferior en aducción^{28,159}, mientras que otros¹⁴¹ sugirieron que las partículas de polietileno y osteolisis podrían desempeñar un papel en su desarrollo. En la artroplastia de hombro inversa Lima SMR utilizada en nuestro estudio, el polietileno del húmero tenía un chaflán en su porción inferior para disminuir el riesgo de choque y el fenómeno *notching* escapular consecuente.

Valoración de las complicaciones

Por causas asépticas, en nuestro estudio se reintervinieron 7 hombros en el grupo de hemiarthroplastias. Uno de ellos fue debido a rigidez severa que requirió la movilización bajo anestesia general. En los otros 6, la revisión a prótesis de hombro inversa fue necesaria debido a los pobres resultados por rotura del manguito y migración proximal de la hemiarthroplastia. Los resultados funcionales después de la revisión a una prótesis inversa no tuvieron tanto éxito, aunque mejoraron respecto a la situación previa, al reducirse el dolor y mejorar la funcionalidad; pero comparando con los resultados obtenidos en el grupo de las prótesis de hombro inversa, se vio que éstos eran más pobres. Por el contrario, ninguno de los pacientes del grupo de prótesis de hombro inversas requirió reintervención por fracaso aséptico de la prótesis. Estos resultados eran acordes con otros estudios sobre hemiarthroplastia^{5,43,110,158} que encontraron una tasa de migración proximal de la hemiarthroplastia del 34% y una necesidad de reintervención a prótesis de hombro inversa del 5% al 13%.

Limitaciones y fortalezas

Nuestro estudio tiene algunas limitaciones. El seguimiento a corto plazo impide cualquier conclusión con respecto a los resultados a largo plazo de las prótesis, por lo

que no se puede excluir el hecho de que un seguimiento más prolongado pudiera detectar posibles diferencias en la supervivencia de las mismas. No obstante, pensamos que el seguimiento mínimo de dos años es suficiente para valorar funcionalmente los resultados. Aunque los resultados a corto plazo con prótesis de hombro inversa son prometedores, creemos necesarios más estudios prospectivos y a más largo plazo. Además, aunque la prótesis empleada puede considerarse estándar, presenta algunas modificaciones más modernas en el diseño, por lo que nuestros resultados podrían no ser extrapolados a otros diseños más antiguos de artroplastias de hombro inversa.

Por otro lado, este estudio tiene diversas fortalezas. Es un estudio prospectivo randomizado evitando en lo posible sesgos de selección de los pacientes, al ser los grupos comparados homogéneos tras la aleatorización en las variables demográficas y clínicas relevantes. Fue controlado respecto al tamaño de las muestras, por lo que los análisis estadísticos podrían considerarse realmente significativos. Todas las intervenciones fueron realizadas por el mismo equipo de dos cirujanos, minimizando el riesgo de variabilidad técnica. El error aleatorio se controla con el cálculo de las muestras y la aleatorización del ensayo clínico. Al descartar la hipótesis nula y aceptar por exclusión la alternativa asumimos un error tipo I o α (0,013). Los resultados clínicos y radiográficos fueron realizados por observadores independientes, que no habían intervenido en las operaciones, minimizando el sesgo de medición.

IX. CONCLUSIONES

- 1. Los resultados de este estudio indican que la efectividad de la prótesis de hombro inversa es superior a la hemiartroplastia en el tratamiento de las fracturas complejas agudas del húmero proximal en pacientes ancianos.**
- 2. La valoración funcional objetiva, el rango de movilidad y reducción del dolor son significativamente mejores en el grupo de prótesis de hombro inversa que en el de hemiartroplastia.**
- 3. La calidad de vida de los pacientes en la realización de sus actividades cotidianas, en el grupo de la prótesis de hombro inversa es mayor que en el de la hemiartroplastia.**
- 4. Los fracasos clínicos, y por tanto la necesidad de reintervención quirúrgica, son mayores con la hemiartroplastia que con la prótesis de hombro inversa.**

- 5. Los resultados radiográficos y clínicos indican que el concepto biomecánico de la prótesis de hombro inversa es eficaz para mantener la estabilidad de la nueva articulación y favorecer los movimientos de abducción y flexión anterior, aun cuando haya incompetencia o ausencia del manguito de los rotadores.**

- 6. El análisis de la asociación epidemiológica y de la interpretación de los indicadores de las medidas de impacto con respecto a las dos intervenciones quirúrgicas, nos indica que la prótesis inversa presenta un riesgo relativo protector y una gran relevancia clínica en la reducción de fracasos.**

X. BIBLIOGRAFÍA

1. **Aboul-Mahasen LM, Sadek SA.** Developmental morphological and histological studies on structures of the human fetal shoulder joint. *Cells Tissues Organs.* 2002;170:1-20.
2. **Acevedo DC, VanBeek C, Lazarus MD, Williams GR, Abboud JA.** Reverse shoulder arthroplasty for proximal humeral fractures: update on indications, technique, and results. *J Shoulder Elbow Surg.* 2014;3:279-89.
3. **Al-Qattan MM, Yang Y, Kozin SH.** Embryology of the upper limb. *J Hand Surg.* 2009;34-A:1340-50.
4. **Anakwenze OA, Zoller S, Ahmad CS, Levine WN.** Reverse shoulder arthroplasty for acute proximal humerus fractures: a systematic review. *J Shoulder Elbow Surg.* 2014;23:73-80.
5. **Antuña SA, Sperling JW, Cofield RH.** Shoulder hemiarthroplasty for acute fractures of the proximal humerus: a minimum five-year follow-up. *J Shoulder Elbow Surg.* 2008;17:202-9.
6. **Barrett JA, Baron JA, Karagas MR, Beach ML.** Fracture risk in the U.S. Medicare population. *J Clin Epidemiol.* 1999;52:243-9.
7. **Beaton DE, Wright JG, Katz JN,** Upper extremity collaborative group. Development of the QuickDASH: comparison of three item-reduction approaches. *J Bone Joint Surg Am.* 2005;87-A:1038-46.
8. **Bell JE, Leung BC, Spratt KF, Koval KJ, Weinstein JD, Goodman DC et al.** Trends and variation in incidence, surgical treatment, and repeat surgery of proximal humeral fractures in the elderly. *J Bone Joint Surg Am.* 2011;93-A:121-31.

9. **Bogner R, Hübner C, Matis N, Auffarth A, Lederer S, Resch H.** Minimally-invasive treatment of three- and fourpart fractures of the proximal humerus in elderly patients. *J Bone Joint Surg Br.* 2008;90-B:1602-7.
10. **Boileau P, Avidor C, Krishan SG, Walch G, Kempf JF, Mole D.** Cemented polyethylene versus uncemented metal-backed glenoid components in total shoulder arthroplasty: a prospective, double-blind, randomized study. *J Shoulder Elbow Surg.* 2002a;11:351-9.
11. **Boileau P, Krishnan SG, Tinsi L, Walch G, Molé D.** Tuberosity malposition and migration: reasons for poor outcomes after hemiarthroplasty for displaced fractures of the proximal humerus. *J Shoulder Elbow Surg.* 2002b;11:401-12.
12. **Boileau P, Sinnerton RJ, Chuinard C, Walch G.** Arthroplasty of the shoulder. *J Bone Joint Surg Br.* 2006;88-B:562-75.
13. **Boileau P, Walch G, Krishnan S.** Tuberosity osteosynthesis and hemiarthroplasty for four-part fractures of the proximal humerus. *Tech Shoulder Elbow Surg.* 2000;1:96-109.
14. **Boileau P, Walch G.** The three-dimensional geometry of the proximal humerus: implications for surgical technique and prosthetic design. *J Bone Joint Surg Br.* 1997;79-B:857-65.
15. **Boileau P, Watkinson DJ, Hatzidakis AM, Balg F.** Grammont reverse prosthesis: design, rationale, and biomechanics. *J Shoulder Elbow Surg.* 2005;14(1 suppl S):147S-161S.
16. **Boileau P, Watkinson D, Hatzidakis AM, Hovorka I.** Neer Award 2005: The Grammont reverse shoulder prosthesis: results in cuff tear arthritis, fracture sequelae, and revision arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2006;15:527-40.
17. **Bosch U, Skutek M, Fremerey RW, Tscherne H.** Outcome after primary and secondary hemiarthroplasty in elderly patients with fractures of the proximal humerus. *J Shoulder Elbow Surg.* 1998;7:479-84.

- 18.Boyle MJ, You SM, Frampton CMA, Ball CM.** Functional outcomes of reverse shoulder arthroplasty compared with hemiarthroplasty for acute proximal humeral fractures. *J Shoulder Elbow Surg.* 2013;22:32-7.
- 19.Brooker AF, Bowerman JW, Robinson RA, Riley LH.** Ectopic ossification following total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am.* 1973;55-A:1629-32.
- 20.Brorson S.** Management of fractures of the humerus in Ancient Egypt, Greece, and Rome: an historical review. *Clin Orthop Relat Res.* 2009;467:1907-14.
- 21.Brorson S, Rasmussen JV, Olsen BS, Frich LH, Jensen SL, Hróbjartsson A.** Reverse shoulder arthroplasty in acute fractures of the proximal humerus: A systematic review. *Int J Shoulder Surg.* 2013;7:70-8.
- 22.Bufquin T, Hersan A, Hubert L, Massin P.** Reverse shoulder arthroplasty for the treatment of three- and four-part fractures of the proximal humerus in the elderly: a prospective review of 43 cases with a short-term follow-up. *J Bone Joint Surg Br.* 2007;89-B:516-20.
- 23.Burkart AC, Debski RE.** Anatomy and function of the glenohumeral ligaments in anterior shoulder instability. *Clin Orthop Relat Res.* 2002;400:32-9.
- 24.Burkhart KJ, Dietz SO, Bastian L, Thelen U, Hoffmann R, Müller LP.** The treatment of proximal humeral fracture in adults. *Dtsch Arztebl Int.* 2013;110:591-7.
- 25.Burkhart SS, Esch JC, Jolson RS.** The rotator crescent and rotator cable: an anatomic description of the shoulder's "suspension bridge". *Arthroscopy.* 1993;9:611-6.
- 26.Cadet ER, Ahmad CS.** Hemiarthroplasty for three and four-part proximal humerus fractures. *J Am Acad Orthop Surg.* 2012;20:17-27.
- 27.Cazeneuve JF, Cristofari DJ.** Delta III reverse shoulder arthroplasty: radiological outcome for acute complex fractures of the proximal humerus in elderly patients. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2009;95:325-9.
- 28.Cazeneuve JF, Cristofari DJ.** Long term functional outcome following reverse shoulder arthroplasty in the elderly. *Orthop Trauma Surg Res.* 2011;97:583-9.

- 29.Chansky, H.A. and J.P. Iannotti**, The vascularity of the rotator cuff. *Clin Sports Med.* 1991;10:807-22.
- 30.Christoforakis JJ, Kontakis GM, Katonis PG, Stergiopoulos K, Hadjipavlou AG.** Shoulder hemiarthroplasty in the management of humeral head fractures. *Acta Orthop Belg.* 2004;70:214-8.
- 31.Christoforakis JJ, Kontakis GM, Katonis PG, Maris T, Voloudaki A, Prassopoulos P, et al.** Relevance of the restoration of humeral length and retroversion in hemiarthroplasty for humeral head fractures. *Acta Orthop Belg.* 2003;69:226-32.
- 32.Chu SP, Kesley JL, Keegan TH, Sternfeld B, Prill M, Quesenberry CP, Sidney S.** Risk factors for proximal humerus fracture. *Am J Epidemiol.* 2004;160:360-7.
- 33.Churchill RS, Kopjar B, Fehringer EV, Boorman RS, Matsen FA 3rd.** Humeral component modularity may not be an important factor in the outcome of shoulder arthroplasty for glenohumeral osteoarthritis. *Am J Orthop.* 2005;34:173-6.
- 34.Codman EA.** Fractures in relation to the subacromial bursa. In: Codman EA, ed. *The shoulder: rupture of the supraspinatus tendon and other lesions in or about the subacromial bursa.* Boston, MA: Thomas Todd; 1934:313-333.
- 35.Coleman SH, Craig EV.** Hemiarthroplasty for complex fractures of the proximal humerus: surgical technique and results with the Atlas trimodular prosthesis. *Am J Orthop.* 2002;31(1 Suppl):11-7.
- 36.Constant CR, Gerber C, Emery RJH, Sojbjerg JO, Gohlke F, Boileau P.** A review of the Constant score: modifications and guidelines for its use. *J Shoulder Elbow Surg.* 2008;17:355-61.
- 37.Constant CR, Murley AHG.** A clinical method of functional assessment of the shoulder. *Clin Orthop Relat Research.* 1987;214:160-4.
- 38.Copeland S.** The continuing development of shoulder replacement: "reaching the surface". *J Bone Joint Surg Am.* 2006 Apr;88(4):900-5
- 39.Court-Brown CM.** The epidemiology of adult fractures. *Injury.* 2006;37:691-7.

- 40. Court-Brown CM.** The epidemiology of proximal humeral fractures. *Acta Orthop Scand.* 2001;72:365-71.
- 41. Cruz-Conde Delgado R, Berjano Coquillat P.** Sustitución articular: indicaciones actuales. *Rev Clin Esp.* 1998;198:381-4.
- 42. Cuff D, Pupello D, Virani N, Levy J, Frankle M.** Reverse shoulder arthroplasty for the treatment of rotator cuff deficiency. *J Bone Joint Surg Am.* 2008;90-A:1244-51.
- 43. Cuff DJ, Pupello DR.** Comparison of hemiarthroplasty and reverse shoulder arthroplasty for the treatment of proximal humeral fractures in elderly patients. *J Bone Joint Surg Am.* 2013;95-A:2050-5.
- 44. Dalton SE.** The conservative management of rotator cuff disorders. *Br J Radiol.* 1994;33:663-7.
- 45. Dawson J, Fitzpatrick R, Carr A.** Questionnaire on the perceptions of patients about shoulder surgery. *J Bone Joint Surg Br.* 1996;78-B:593-600.
- 46. De Wilde L, Audenaert E, Barbaix E, Audenaert A, Soudan K.** Consequences of deltoid muscle elongation on deltoid muscle performance: a computerised study. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2002;17:499-505.
- 47. De Wilde LF, Audenaert EA, Berghs BM.** Shoulder prostheses treating cuff tear arthropathy: a comparative biomechanical study. *J Orthop Res.* 2004a;22:1222-30.
- 48. De Wilde LF, Berghs BM, Beutler T, Ferguson SJ, Verdonk RC.** A new prosthetic design for proximal humeral fractures: reconstructing the glenohumeral unit. *J Shoulder Elbow Surg.* 2004b;13:373-80.
- 49. Dines D, Tuckman D, Dines J.** Hemiarthroplasty for complex four-part fracture of the proximal humerus: technical considerations and surgical technique. *Orthopaedic J.* 2002;15:29-36.
- 50. Duparc F, Muller JM, Freger P.** Arterial blood supply of the proximal humeral epiphysis. *Surg Radiol Anat.* 2001;23:185-90.
- 51. Duranthon LD, Vandebussche E, Oubier JN, Augereau B.** Voie d'abord supéro-latérale pour l'implantation d'une prothèse d'épaule. *Rev Chir Orthop.* 2002;88:415-9.

- 52. Ek ETH, Neukom L, Catanzaro S, Gerber C.** Reverse total shoulder arthroplasty for massive irreparable rotator cuff tears in patients younger than 65 years old: results after five to fifteen years. *J Shoulder Elbow Surg.* 2013;22:1199-208.
- 53. Esen E, Dogramaci Y, Gultekin S, Deveci MA, Suluova F, Kanatli U, et al.** Factors affecting results of patients with humeral proximal end fractures undergoing primary hemiarthroplasty: a retrospective study in 42 patients. *Injury.* 2009;40:1336-41.
- 54. Farin PU, Jaroma HS.** Sonographic findings of rotator cuff calcifications. *J Ultrasound Med.* 1995;14:7-14.
- 55. Felli L, Bigliani L, Fiore M, Coviello M, Borri R, Cutolo M.** Functional study of glenohumeral ligaments. *J Orthop Sci.* 2012;17:634-7.
- 56. Fjalestad T, Hole MO, Hovden IA, Blucher J, Stromsoe K.** Surgical treatment with an angular stable plate for complex displaced proximal humeral fractures in elderly patients: a randomized controlled trial. *J Orthop Trauma.* 2012;26:98-106.
- 57. Fjalestad T, Stromsoe K, Blucher J, Tennoe B.** Fractures in the proximal humerus: functional outcome and evaluation of 70 patients treated in hospital. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2005;125:310-6.
- 58. Flatow EL.** Fractures of the proximal humerus. En: Rockwood and Green's (ed): *Fractures in adults.* Philadelphia: Lippincott Williams Wilkins, 2001:997-1040.
- 59. Frankle M, Siegal S, Pupello D, Saleem A, Mighell M, Vasey M.** The 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-A:1697-705.
- 60. Frankle MA, Ondrovic LE, Markee BA, Harris ML, Lee 3rd WE.** Stability of tuberosity reattachment in proximal humeral hemiarthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2002;11:413-20.
- 61. Franklin JL, Barrett WP, Jackins SE, Matsen FA 3rd.** Glenoid loosening in total shoulder arthroplasty: association with rotator cuff deficiency. *J Arthroplasty.* 1988;3:39-46.

- 62.Freedman L, Munro R.** Abduction of the arm in the scapular plane: scapular and glenohumeral movements: a roentgenographic study. *J Bone Joint Surg Am.* 1966;48-A:1503-10.
- 63.Friedman RJ.** Humeral technique in total shoulder arthroplasty. *Orthop Clin North Am.* 1998;29:393-402.
- 64.Fu FH, Harner CD, Klein AH.** Shoulder impingement syndrome: a critical review. *Clin Orthop Relat Res.* 1991;269:162-73.
- 65.Fukuda H, Mikasa M, Yamanaka K.** Incomplete thickness rotator cuff tears diagnosed by subacromial bursography. *Clin Orthop Relat Res.* 1987;223:51-8.
- 66.Funke M, Kopka L, Vosshenrich R, Oestmann JW, Grabbe E.** MR arthrography in the diagnosis of rotator cuff tears: standard spin-echo alone or with fat suppression?. *Acta Radiol.* 1996;37:627-32.
- 67.Gaebler C, McQueen MM, Court-Brown CM.** Minimally displaced proximal humeral fractures: epidemiology and outcome in 507 cases. *Acta Orthop Scand.* 2003;74:580-5.
- 68.Gallinet D, Clappaz P, Garbuio P, Tropet Y, Obert L.** Three or four parts complex proximal humerus fractures: hemiarthroplasty versus reverse prosthesis, a comparative study of 40 cases. *Orthop Trauma Surg Res.* 2009;95:48-55.
- 69.Gallinet D, Adam A, Gasse N, Rochet S, Obert L.** Improvement in shoulder rotation in complex shoulder fractures treated by reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2013;22:38-44.
- 70.Garrigues GE, Johnston PS, Pepe MD, Tucker BS, Ramsey ML, Austin LS.** Hemiarthroplasty versus reverse total shoulder arthroplasty for acute proximal humerus fractures in elderly patients. *Orthopedics.* 2012;35:703-6.
- 71.Gartsman GM, Elkousy HA, Warnock KM, Edwards TB, O'Connor DP.** Radiographic comparison of pegged and keeled glenoid components. *J Shoulder Elbow Surg.* 2005;14:252-7.
- 72.Gerber C, Krushell RJ.** Isolated rupture of the tendon of the subscapularis muscle. Clinical features in 16 cases. *J Bone Joint Surg.* 1991;73-B:389-94.

- 73. Gerber C, Pennington SD, Nyffeler RW.** Reverse total shoulder arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg.* 2009;17:284–95.
- 74. Gerber C, Schneeberger AG, Vinh TS.** The arterial vascularization of the humeral head. An anatomical study. *J Bone Joint Surg Am.* 1990;72-A:1486-94.
- 75. Gerber A, Werner JJ.** Hemiarthroplasty for management of complex proximal humerus fractures: preoperative planning and surgical solution. En: Warner JJ, Iannotti JP, Flatow E (ed): *Complex and revision problems in shoulder surgery.* Philadelphia: Lippincott Williams Wilkins, 2005:311-29.
- 76. Gerber C, Werner CM, Vienne P.** Internal fixation of complex fractures of the proximal humerus. *J Bone Joint Surg Br.* 2004;86-B:848-55.
- 77. Goldman RT, Koval KJ, Cuomo F, Gallagher MA, Zuckerman JD.** Functional outcome after humeral head replacement for acute three- and fourpart proximal humeral fractures. *J Shoulder Elbow Surg.* 1995;4:81-6.
- 78. Gradl G, Dietze A, Kaab M, Hopfenmuller W, Mittlmeier T.** Is locking nailing of humeral head fractures superior to locking plate fixation? *Clin Orthop Relat Res.* 2009; 467:2986–93.
- 79. Grammont P, Trouilloud P, Laffay JP, Deries X.** Etude et réalisation d'une nouvelle prothèse d'épaule. *Rhumatologie.* 1987;39:17-22.
- 80. Gronhagen CM, Abbaszadegan H, Revay SA, Adolphson PY.** Medium-term results after primary hemiarthroplasty for comminute proximal humerus fractures: A study of 46 patients followed up for an average of 4.4 years. *J Shoulder Elbow Surg.* 2007;16:766-73.
- 81. Gschwend N, Ivosevic-Radovanovic D, Patte D.** Rotator cuff tearrelationship between clinical and anatomopathological findings. *Arch Orthop Trauma Surg.* 1988;68: 266-72.
- 82. Guery J, Favard L, Sirveaux F, Oudet D, Mole D, Walch G.** Reverse total shoulder arthroplasty. Survivorship analysis of eighty replacements followed for five to ten years. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88-A:1742–7.

-
- 83. Haapamaki VV, Kiuru MJ, Koskinen SK.** Multidetector CT in shoulder fractures. *Emerg Radiol.* 2004;11:89-94.
- 84. Halder AM, O'Driscoll SW, Heers G, Mura N, Zobitz ME, An KN, et al.** Biomechanical comparison of effects of supraspinatus tendon detachments, tendon defects, and muscle retractions. *J Bone Joint Surg.* 2002;84-A:780-5.
- 85. Handoll HH, Ollivere BJ.** Interventions for treating proximal humeral fractures in adults. *Cochrane Database Syst Rev.* 2010; CD000434.
- 86. Hardcastle PH, Fisher TR.** Intrathoracic displacement of the humeral head with fracture of the surgical neck. *Injury.* 1982;12:313-5.
- 87. Hatzidakis AM, Norris TR, Boileau P.** Reverse shoulder arthroplasty: indications, techniques, and results. *Tech Shoulder Elbow Surg.* 2005;6:135-49.
- 88. Hertel R, Hempfing A, Stiehler M, Leunig M.** Predictors of humeral head ischemia after intracapsular fracture of the proximal humerus. *J Shoulder Elbow Surg.* 2004; 13:427-33.
- 89. Hettrich CM, Boraiah S, Dyke JP, Neviasser A, Helfet DL, Lorich DG.** Quantitative assessment of the vascularity of the proximal part of the humerus. *J Bone Joint Surg Am.* 2010;92-A:943-8.
- 90. Hessmann MH, Matthias Hansen WS, Krummenauer F, Pol TF, Rommens M.** Locked plate fixation and intramedullary nailing for proximal humerus fractures: a biomechanical evaluation. *Injury.* 2005;58:1194-201.
- 91. Hromadka R, Pokorny D, Popelka S, et al.** Three-dimensional geometry of the proximal humerus and rotator cuff attachment and its utilization in shoulder arthroplasty. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech.* 2006;73:77-84.
- 92. Hsu SH, Greiwe RM, Saifi C, Ahmad CS.** Reverse total shoulder arthroplasty: biomechanics and rationale. *Oper Tech Orthop.* 2011;21:52-9.
- 93. Iannotti JP, Gabriel JP, Schneck SL, Evans BG, Misra S.** The normal glenohumeral relationships. An anatomical study of one hundred and forty shoulders. *J Bone Joint Surg Am.* 1992;74-A:491-500.

- 94. Inmann VT, Saunders JB, Abbot L.** Observations on the function of the shoulder joint. *J Bone Joint Surg.* 1944;26:1-30.
- 95. Iyengar JJ, Devcic Z, Sproul RC, Feeley BT.** Nonoperative treatment of proximal humerus fractures: a systematic review. *J Orthop Trauma.* 2011;25:612-7.
- 96. Jobe CM, Iannotti JP.** Limits imposed on glenohumeral motion by joint geometry. *J Shoulder Elbow Surg.* 1995;4:281-5.
- 97. Johnson RL, Tabin CJ.** Molecular models for vertebrate limb development. *Cell.* 1997;90:979-90.
- 98. Jurik AG, Albrechtsen J.** The use of computed tomography with two and three dimensional reconstructions in the diagnosis of three and four-part fractures of the proximal humerus. *Clin Radiol.* 1994;49:800-4.
- 99. Kannus P, Palvanen M, Niemi S, Sievanen H, Parkkari J.** Rate of proximal humeral fractures in older Finnish women between 1970 and 2007. *Bone.* 2009;44:656-9.
- 100. Karlsson D.** Towards a model for force predictions in the human shoulder. *J Biomech.* 1992;25:189-99.
- 101. Katolik LI, Romeo AA, Cole BJ, Verma NN, Hayden JK, Bach BR.** Normalization of the Constant score. *J Shoulder Elbow Surg.* 2005;14:279-85.
- 102. Kelsey JL, Browner WS, Seeley DG.** Risk factors for fractures of the distal forearm and proximal humerus. *Am J Epidemiol.* 1992;135:447-89.
- 103. Klein M, Juschka M, Hinkenjann B, Scherger B, Ostermann PA.** Treatment of comminuted fractures of the proximal humerus in elderly patients with the Delta III reverse shoulder prosthesis. *J Orthop Trauma.* 2008;22:698-704.
- 104. Konrad GG, Mehlhorn A, Kuhle J, Strohm PC, Südkamp NP.** Proximal humerus fractures: current treatment options. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech.* 2008;75:413-21.
- 105. Kontakis GM, Damilakis J, Christoforakis J, Papadakis A, Katonis P, Prassopoulos P.** The bicipital groove as a landmark for orientation of the humeral prosthesis in cases of fracture. *J Shoulder Elbow Surg.* 2001;10:136-9.

-
- 106. Kontakis G, Tosounidis T, Galanakis I, Megas P.** Prosthetic replacement for proximal humeral fractures. *Injury*. 2008;9:1345-58.
- 107. Koval KJ, Gallagher MA, Marsicano JG, Cuomo F, McShinawy A, Zuckerman JD.** Functional outcome after minimally displaced fractures of the proximal part of the humerus. *J Bone Joint Surg Am*. 1997;79-A:203-7.
- 108. Kralinger F, Schwaiger R, Wambacher M, Farrell E, Menth-Chiari W, Lajtai G, et al.** Outcome after primary hemiarthroplasty for fracture of the head of the humerus: a retrospective multicentre study of 167 patients. *J Bone Joint Surg Br*. 2004;86-B:217-9.
- 109. Krishnan SG, Pennington S, Burkhead W.** Shoulder arthroplasty for fracture: restoration of the “gothic arch”. *Tech Shoulder Elbow Surg*. 2005;6:57-66.
- 110. Krishnan SG, Reineck JR, Bennion FD, Feher L, Burkhead WZ Jr.** Shoulder arthroplasty for fracture: does a fracture-specific stem make a difference? *Clin Orthop Relat Res*. 2011;469:3317-23.
- 111. Lanting B, MacDermid J, Drosdoweck D, Faber KJ.** Proximal humeral fractures: a systematic review of treatment modalities. *J Shoulder Elbow Surg*. 2008;17:42-54.
- 112. Lenarz C, Shishani Y, McCrum C, Nowinski RJ, Edwards TB, Gobezie R.** Is reverse shoulder arthroplasty appropriate for the treatment of fractures in the older patient? Early observations. *Clin Orthop Relat Res*. 2011;469:3324-31.
- 113. Levy JC, Badman B.** Reverse shoulder prosthesis for acute four-part fracture: tuberosity fixation using a horseshoe graft. *J Orthop Trauma*. 2011;25:318-24.
- 114. Levy JC, Virani N, Pupello D, Frankle M.** Use of the reverse shoulder prosthesis for the treatment of failed hemiarthroplasty in patients with glenohumeral arthritis and rotator cuff deficiency. *J Bone Joint Surg B*. 2007;89-B:189-95.
- 115. Levy O, Copeland SA.** Cementless surface replacement arthroplasty of the shoulder: 5- to 10-year results with the Copeland mark-2 prosthesis. *J Bone Joint Surg Br*. 2001; 83-B:213-21.
- 116. Lill H, Voigt C.** Proximal humeral fracture. *Z Orthop Unfall*. 2010;148:353-60.

- 117. Lind T, Kroner TK, Jensen J.** The epidemiology of fractures of the proximal humerus. *Arch Orthop Trauma Surg.* 1989;108:285-7.
- 118. Lippit S, Matsen F.** Mechanisms of glenohumeral joint stability. *Clin.Orthop Relat Res.* 1993;291:20-8.
- 119. Loebenberg MI, Jones DA, Zuckerman JD.** The effect of greater tuberosity placement on active range of motion after hemiarthroplasty for acute fractures of the proximal humerus. *Bull Hosp Jt Dis.* 2005;62:90-3.
- 120. Lous U, Bigiliani LU.** Fractures of proximal humerus. En: Rockwood C, Frederick A (Ed.). *The shoulder, vol. 1.* Philadelphia: WB Saunders, 1990:278-334.
- 121. Martin SD, Zurakowski D, Thornhill TS.** Uncemented glenoid component in total shoulder arthroplasty: survivorship and outcomes. *J Bone Joint Surg Am.* 2005;87-A:1284-92.
- 122. Matsen FA 3rd, Iannotti JP, Rockwood CA Jr.** Humeral fixation by press-fitting of a tapered metaphyseal stem: a prospective radiographic study. *J Bone Joint Surg Am.* 2003;85-A:304-8.
- 123. McLaurin TM.** Proximal humerus fractures in the elderly are we operating on too many? *Bull Hosp Jt Dis.* 2004;62:24-32.
- 124. Mehlhorn AT, Schmal H, Sudkamp NP.** Clinical evaluation of a new custom offset shoulder prosthesis for treatment of complex fractures of the proximal humerus. *Acta Orthop Belg.* 2006;72:387-94.
- 125. Meyer C, Alt V, Hassanin H, Heiss C, Stahl JP, Giebel G, Koebke J, Schnettler R.** The arteries of the humeral head and their relevance in fracture treatment. *Surg Radiol Anat.* 2005;27:232-7.
- 126. Mighell MA, Kolm GP, Collinge CA, Frankle MA.** Outcomes of hemiarthroplasty for fractures of the proximal humerus. *J Shoulder Elbow Surg.* 2003;12:569-77.
- 127. Mileti J, Sperling JW, Cofield RH, Harrington JR, Hoskin TL.** Monoblock and modular total shoulder arthroplasty for osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Br.* 2005;87-B:496-500.

-
- 128. Milgrom C, Schaffler M, Gilbert S, van Holsbeeck M.** Rotator-cuff changes in asymptomatic adults. The effect of age, hand dominance and gender. *J Bone Joint Surg Br.* 1995;77-B:296-8.
- 129. Min W, Davidovitch RI, Tejwani NC.** Three-and four-part proximal humerus fractures: evolution to operative care. *Bull NYU Hosp Joint Dis.* 2012;70:25-34.
- 130. Morrey BF, and An K.** Biomechanics of the shoulder. En: Rockwood and Matsen (ed): *The Shoulder.* WB Saunders Co, 2000:233-72.
- 131. Müller ME, Nazarian S, Koch P, Schatzker J.** The comprehensive classification of fractures in long bones. Berlin: Springer-Verlag, 1990.
- 132. Murachovsky J, Ikemoto RY, Nascimento LG, Fujiki EN, Milani C, Warner JJ.** Pectoralis major tendon reference (PMT): a new method for accurate restoration of humeral length with hemiarthroplasty for fracture. *J Shoulder Elbow Surg.* 2006;15:675-8.
- 133. Neer CS 2nd.** Articular replacement for the humeral head. *J Bone Joint Surg Am.* 1955;37-A:215-28.
- 134. Neer CS 2nd.** Displaced proximal humeral fractures. Part I: classification and evaluation. *J Bone Joint Surg Am.* 1970;52-A:1077-89.
- 135. Neer CS 2nd.** Displaced proximal humeral fractures. Part II: treatment of three-part and four-part displacement. *J Bone Joint Surg Am.* 1970b;52-A:1090-103.
- 136. Neer CS 2nd.** Replacement arthroplasty for glenohumeral osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Am.* 1974;56-A:1-13.
- 137. Nho SJ, Brophy RH, Barker JU, Cornell CN, MacGillivray J.D.** Management of proximal humeral fractures based on current literature. *J Bone Joint Surg Am.* 2007;89-A:44-58.
- 138. Nijs S, Broos P.** Outcome of shoulder hemiarthroplasty in acute proximal humeral fractures: a frustrating meta-analysis experience. *Acta Orthop Belg.* 2009;75:445-51.

- 139. Noyes MP, Kleinhenz B, Markert RJ, Crosby LA.** Functional and radiographic long-term outcomes of hemiarthroplasty for proximal humeral fractures. *J Shoulder Elbow Surg.* 2011;20:372-7.
- 140. Nutton RW, McBirnie JM, Phillips C.** Treatment of chronic rotator-cuff impingement by arthroscopic subacromial decompression. *J Bone Joint Surg Br.* 1997;79-B:73-6.
- 141. Nyffeler RW, Werner CML, Simmen BR, Gerber C.** Analysis of a retrieved delta III total shoulder prosthesis. *J Bone Joint Surg Br.* 2004;86-B:1187-91.
- 142. Olerud P, Ahrengart L, Ponzer S, Saving J, Tidermark J.** Internal fixation versus nonoperative treatment of displaced 3-part proximal humeral fractures in elderly patients: a randomized controlled trial. *J Shoulder Elbow Surg.* 2011a;20:747-55.
- 143. Palvanen M, Kannus P, Niemi S, Parkkari J.** Update in the epidemiology of proximal humeral fractures. *Clin Orthop Relat Res.* 2006;442:87-92.
- 144. Patel MR, Pardee ML, Singerman RC.** Intrathoracic dislocation of the head of the humerus. *J Bone Joint Surg Am.* 1983;45-A:1712-4.
- 145. Pavlopoulos DA, Badras LS, Georgiou CS, Skretas EF, Malizos KN.** Hemiarthroplasty for three- and four- part displaced fractures of the proximal humerus in patients over 65 years of age. *Acta Orthop Belg.* 2007;73:306-14.
- 146. Poppen N, Walker P.** Normal and abnormal motion of the shoulder. *J Bone Joint Surg Am.* 1976;58-A:195-201.
- 147. Prakash U, McGurty DW, Dent JA.** Hemiarthroplasty for severe fractures of the proximal humerus. *J Shoulder Elbow Surg.* 2002;11:428-30.
- 148. Rahme H, Mattson P, Wikblad L, Larsson S.** Cement and press-fit humeral stem fixation provides similar results in rheumatoid patients. *Clin Orthop Relat Res.* 2006;448:28-32.
- 149. Robinson CM, Page RS, Hill RM, Sanders DL, Court-Brown CM, Wakefield AE.** Primary hemiarthroplasty for treatment of proximal humeral fractures. *J Bone Joint Surg Am.* 2003;85-A:1215-23.

-
- 150. Rose SH, Melton LJ, 3rd, Morrey BF, Ilstrup DM, Riggs BL.** Epidemiologic features of humeral fractures. *Clin Orthop Relat Res.* 1982;168:24-30.
- 151. Rush LV.** Atlas of Rush Pin Techniques. Meridian: Bevion Co, 1959.
- 152. Sánchez-Sotelo J, O'Driscoll SW, Torchia ME, Cofield RH, Rowland CM.** Radiographic assessment of cemented humeral components in shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2001a;10:526-31.
- 153. Sánchez-Sotelo J, Wright TW, O'Driscoll SW, Cofield RH, Rowland CM.** Radiographic assessment of uncemented humeral components in total shoulder arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2001b; 16:180-7.
- 154. Sanders RJ, Thissen LG, Teepen JC, van Kampen A, Jaarsma RL.** Locking plate versus nonsurgical treatment for proximal humeral fractures: better midterm outcome with nonsurgical treatment. *J Shoulder Elbow Surg.* 2011;20:1118-24.
- 155. Schai P, Imhoff A, Preiss S.** Comminuted humeral head fractures: a multicenter analysis. *J Shoulder Elbow Surg.* 1995;4:319-30.
- 156. Seebauer L.** Reverse prosthesis through a superior approach for cuff tear arthropathy. *Tech Shoulder Elbow Surg.* 2006;7:13-26.
- 157. Seide K, Triebe J, Faschingbauer M, Schulz AP, Püschel K, Mehrstens G, et al.** Locked vs. unlocked plate osteosynthesis of the proximal humerus: a biomechanical study. *Clin Biomech.* 2007;22:176-82.
- 158. Shah N, Iqbal HJ, Brookes-Fazakerley S, Sinopidis C.** Shoulder hemiarthroplasty for the treatment of three and four part fractures of the proximal humerus using Comprehensive® fracture stem. *Int Orthop.* 2011;35:861-7.
- 159. Sirveaux F, Favard L, Oudet D, Huquet D, Walch G, Molé D.** Grammont inverted total shoulder arthroplasty in the treatment of glenohumeral osteoarthritis with massive rupture of the cuff. Results of a multicentre study of 80 shoulders. *J Bone Joint Surg Br.* 2004;86-B:388-95.
- 160. Sirveaux F, Roche O, Molé D.** Shoulder arthroplasty for acute proximal humerus fracture. *Orthop Traumatol Surg Re.s* 2010;96:683-94.
-

- 161. Smith AM, Mardones RM, Sperling JW, Cofield RH.** Early complications of operatively treated proximal humeral fractures. *J Shoulder Elbow Surg.* 2007;16:14-24.
- 162. Smith CD, Guyver P, Bunker TD.** Indications for reverse shoulder replacement: a systematic review. *J Bone Joint Surg Br.* 2012;94-B:577-83.
- 163. Smithers CJ, Young AA, Walch G.** Reverse shoulder arthroplasty. *Curr Rev Musculoskelet Med.* 2011;4:183-90.
- 164. Smyth EHJ.** Major arterial injury in closed fracture of the neck of the humerus: report of a case. *J Bone Joint Surg Br.* 1989;51:508-10.
- 165. Sperling JW, Cofield RH, O'Driscoll SW, Torchia ME, Rowland CM.** Radiographic assessment of ingrowth total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2000;9:507-13.
- 166. Sturzenegger M, Fornaro E, Jakob RP.** Results of surgical treatment of multifragmented fractures of the humeral head. *Arch Orthop Trauma Surg.* 1982;100:249-59.
- 167. Sudkamp N, Bayer J, Hepp P, Voigt C, Oestern H, Kääh M, et al.** Open reduction and internal fixation of proximal humeral fractures with use of the locking proximal humerus plate: results of a prospective, multicenter, observational study. *J Bone Joint Surg Am.* 2009;91-A:1320-8.
- 168. Szabo I, Buscayret F, Edwards TB, Nemoz C, Boileau P, Walch G.** Radiographic comparison of fat-back and convex- back glenoid components in total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2005;14:636-42.
- 169. Talkhani IS, Kelly CP.** Movement analysis of asymptomatic normal shoulders: a preliminary study. *J Shoulder Elbow Surg.* 2001;10:580-4.
- 170. Tanner MW, Cofield RH.** Prosthetic arthroplasty for fractures and fracture-dislocations of the proximal humerus. *Clin Orthop Relat Res.* 1983;179:116-28.
- 171. Thomas SR, Sforza G, Levy O, Copeland SA.** Geometrical analysis of Copeland surface replacement shoulder arthroplasty in relation to normal anatomy. *J Shoulder Elbow Surg.* 2005;14:186-92.

- 172. Valenti P, Katz D, Kilinc A, Elkholti K, Gasiunas V.** Movement analysis of asymptomatic normal shoulders: a preliminary study. *Acta Orthop Belg.* 2012;78:442-9.
- 173. Wataru S, Kazuomi S, Yoshikazu N, Hiroaki I, Takaharu Y, Hideki Y.** Three dimensional morphological analysis of humeral heads: a study in cadavers. *Acta Orthop.* 2005;76:392-6.
- 174. Webb M, Funk L.** An anterosuperior approach for proximal humeral fractures. *Techs Shoulder Elbow Surg.* 2006;7:77-81.
- 175. Wijgman AJ, Roolker W, Patt TW, Raaymakers EL, Marti RK.** Open reduction and internal fixation of three and four-part fractures of the proximal part of the humerus. *J Bone Joint Surg Am.* 2002;84-A:1919-25.
- 176. Young SW, Segal BS, Turner PC, Poon PC.** Comparison of functional outcomes of reverse shoulder arthroplasty versus hemiarthroplasty in the primary treatment of acute proximal humerus fracture. *ANZ J Surg.* 2010;80:789-93.
- 177. Young TB, Wallace WA.** Conservative treatment of fractures and fracture-dislocations of the upper end of the humerus. *J Bone Joint Surg Br.* 1985;67:373-7.
- 178. Zadeh HG, Calvert PT.** Recent advances in shoulder arthroplasty. *Curr Orthop.* 1998;12:122-34.
- 179. Zyto K.** Nonoperative treatment of comminuted fractures of the proximal humerus in elderly patients. *Injury.* 1998a;29-5:349-52.
- 180. Zyto K, Wallace WA, Frostick SP, Preston BJ.** Outcome after hemiarthroplasty for three- and four-part fractures of the proximal humerus. *J Shoulder Elbow Surg.* 1998b;7:85-9.



XI. ANEXO I



Ms. Ref. No.: JSES-D-14-00252R1

Authors: Emilio Sebastián-Forcada, MD; Román Cebrián-Gómez, MD; Alejandro Lizaur-Utrilla, Ph.D., M.D.; Vicente Gil-Guillen, PhD,MD

Title: REVERSE SHOULDER ARTHROPLASTY VERSUS HEMIARTHROPLASTY FOR ACUTE PROXIMAL HUMERAL FRACTURES. A blinded, randomized, controlled, prospective study.

Journal of Shoulder and Elbow Surgery

Dear Dr. Lizaur-Utrilla,

Thank you very much for submitting your manuscript JSES-D-14-00252R1 entitled "REVERSE SHOULDER ARTHROPLASTY VERSUS HEMIARTHROPLASTY FOR ACUTE PROXIMAL HUMERAL FRACTURES. A blinded, randomized, controlled, prospective study." to the Journal of Shoulder and Elbow Surgery(JSES).

I am pleased to inform you that your manuscript has now been accepted and will soon be forwarded to the publisher for publication in the JSES.

In about six weeks, you will receive the edited proofs of your article via e-mail and will be asked to approve them. Once you have received your proofs, please approve and return them to the publisher within 72 hours.

Once there is a corrected proof, the article will be published online with its DOI (Digital Object Identifier). The online date is the official date of publication and this date with the DOI can be used in a CV listing. Once posted online, your article will be accessible electronically via PubMed, ScienceDirect, and the JSES website, www.jshoulderelbow.org allowing other authors to read it and reference it.

A few months after your article is published online, it will be published in the print version of the JSES with the traditional citation. Its official date of publication remains the electronic one mentioned above. It is our goal to have the article appear in the printed version of the JSES within 6 months from the date of acceptance.

If you have any questions, please contact me directly. Congratulations on your fine work. We appreciate your support of the Journal of Shoulder and Elbow Surgery.

Sincerely,

William J. Mallon, M.D.
Editor-in-Chief
Journal of Shoulder and Elbow Surgery

Journal of Shoulder and Elbow Surgery (JSEJ): Aceptado en Junio de 2014

Indexación JCR (2013, categoría sports): Q-1, T-1, FI: 2,319

Lugar: 14^a/65

Indexación SJR (2013, categoría orthopedic): Q-1, T-1, FI: 1,746

Lugar: 17^a/84

REVERSE SHOULDER ARTHROPLASTY VERSUS HEMIARTHROPLASTY FOR ACUTE PROXIMAL HUMERAL FRACTURES. A blinded, randomized, controlled, prospective study.

Emilio Sebastián-Forcada, MD*, Román Cebrián-Gómez, MD*, Alejandro Lizaur-Utrilla*, PhD, MD, Vicente Gil-Guillén, Ph, MD**

*** Department of Orthopaedic Surgery, Elda University Hospital, Alicante, España**

**** Unit of Clinical Investigation, Elda University Hospital, Alicante, España**

Disclaimer: The authors, their immediate families, and any research foundation with which they are affiliated received no financial payments or other benefits from any commercial entity related to the subject of this article.

Ethical Committee: This study was approved by the Comité Ético de Investigación Clínica (CEIC), Hospital Universitario de Elda (study reference number: PI2009-11).

Author for correspondence:

Dr. A. Lizaur-Utrilla

Departamento Cirugía Ortopédica, Hospital Universitario Elda

Ctra Elda-Sax s/n. 03600 Elda, Alicante, España

e-mail: lizaur1@telefonica.net

REVERSE SHOULDER ARTHROPLASTY VERSUS HEMIARTHROPLASTY FOR ACUTE PROXIMAL HUMERAL FRACTURES. A blinded, randomized, controlled, prospective study.

ABSTRACT

Background: There is no consensus on what type of arthroplasty is best for the treatment of complex proximal humeral fractures in elderly patients. The purpose of this prospective study was to compare the outcomes of reverse shoulder arthroplasty (RSA) with hemiarthroplasty (HA).

Methods: Sixty-two patients over 70 years were randomized to RSA (31 patients), and HA (31 patients). One HA patient died at one year, and she was excluded. The mean follow-up was 28.5 months (range, 24-49).

Results: Compared with HA patients, RSA patients had significantly higher ($p = .001$) mean UCLA (29.1 vs 21.1) and Constant (56.1 vs 40.0) scores, forward elevation (120.3° vs 79.8°), and abduction (112.9° vs 78.7°), but no difference in internal rotation (2.7° vs 2.6° , $p = .91$). The DASH score was higher in the HA patients (17 vs 29, $p = .001$). In the HA group, 56.6% tuberosities healed, and 30% were resorption. Patients with failure of tuberosities had significantly worse functional outcomes. There were 2 complications (intraoperative humeral fracture, and superficial infection). One patient was manipulated under general anesthesia because of postoperative stiffness. Six patients with hemiarthroplasty had proximal migration required revision to RSA. In the RSA group, 64.5% tuberosities healed, and 13.2% resorbed. Functional outcome was irrespective of tuberosities healing. Notching was observed in only one RSA patient. One patient developed a haematoma, and other a deep infection requiring a 2-stage revision to other RSA.

Conclusion: RSA resulted in better pain and function, and lower revision rate. Revision from HA to RSA does not appear to improve outcomes.

Key-words: Proximal humeral fracture; reverse shoulder arthroplasty; hemiarthroplasty. **Level of evidence:** Level I, Randomized controlled trial, Treatment Study.

INTRODUCTION

Surgical treatment of complex fractures of the proximal humerus is controversial. These fractures are one of the most common fractures among elderly patients, and the fractures sustained by this population are usually comminuted due to poor bone quality. These two factors may have a negative impact on the results of internal fixation⁸. Therefore, hemiarthroplasty has traditionally been considered a good surgical option for low-demand elderly patients with poor bone quality in whom reduction and stabilization of the fracture cannot be achieved with internal fixation.³⁰ However, many authors have reported that the results of hemiarthroplasty were closely related to the accuracy of reduction and healing of the tuberosities.^{2,4} Reverse shoulder arthroplasty (RSA) has been proposed as an alternative option for acute complex proximal humeral fractures^{7,20,24} especially in elderly patients with degenerative arthritis or rotator cuff deficiency. The theoretical advantage of the RSA is that functional results appear to depend less on tuberosities healing and rotator cuff integrity,⁷ but this is still under assessment. Although good results have been achieved with the RSA, several problems have also been reported such as glenoid component loosening¹⁴ or inferior notching.³³ To date, there is no consensus on what type of arthroplasty is best for the treatment of these fractures in elderly patient. The lack of valid studies has led to inability to draw useful clinical conclusions and clear guidelines for treatment.²² Many case series have been reported on both types of arthroplasties with mixed results, but few comparative studies. We have only found five comparative studies reported in the literature,^{5,16,17,36} of which only one was prospective.¹¹

The aim of this study was to compare the outcomes of reverse shoulder arthroplasty and hemiarthroplasty for acute complex proximal humeral fractures in elderly patients.

MATERIALS AND METHODS

A blinded, randomized, controlled prospective study was designed to compare the outcomes between reverse shoulder arthroplasty (RSA) and hemiarthroplasty (HA) in elderly patients with acute complex proximal humeral fractures. The study was approved by our Institutional Ethical Committee (protocol # PI2010-21) and informed consent was necessary. The study was considered blinded because the surgeons were not involved in the randomization process, and the clinical and radiological evaluations were performed by independent observers who had not participated in the surgeries.

Patient randomization

The inclusion criteria were consecutive patients aged 70 or older with an acute proximal humeral fracture that were candidates for shoulder arthroplasty. The indications for shoulder arthroplasty^{4,25} were complex fractures not amenable to reconstruction, including displaced 4-part fractures, fracture-dislocations with 3-part fractures, or head-splitting fractures with more than 40% articular surface involvement. Preoperative confirmation of fracture type was made by a computed tomography. The exclusion criteria were contra-indications to surgery, prior surgery in the shoulder, associated ipsilateral upper-limb fracture or neurological disorder. Patients with intraoperative irreparable cuff tears were not excluded from the study to avoid bias in patient selection. For analysis of results, a minimum postoperative follow-up of 2 years was required. Randomization to HA or RSA groups was based on sequentially numbered opaque sealed envelopes. The surgeons were not involved in the randomization process.

The sample size calculation was based on the postoperative Constant score in a published comparative study by other authors.¹⁶ In order to detect a clinically relevant difference of 15 score between groups, with a standard deviation of 20, alpha of 5% and power of 80%, 28 patients were needed in each group. Assuming a drop-out rate of 5%, at least 30 patients were required.

Surgical procedure

All operations were performed by two surgeons (ESF, RCG) experienced in shoulder surgery. All patients were operated in an operating room with laminar flow, in the beach-chair position, and under regional anesthesia and sedation. All shoulders were approached through the deltopectoral interval. The modular shoulder replacement system (SMR-Lima, Udine, Italy) was used in both groups (Fig. 1). Prior to the study, this arthroplasty system was used at our center. This system allows the choice of diverse cementless shoulder prosthesis (hemiarthroplasty, reverse, and anatomic arthroplasty). A common cementless humeral stem with porous coating titanium can be assembled with either prosthesis.

In the hemiarthroplasty group, a SMR-Trauma prosthesis was implanted in all shoulders. The proximal humeral body had holes to allow suture of the tuberosities to the stem, and the modular head was in titanium alloy. The same basic surgical technique was used at each shoulder, including preservation of the origin and insertion of the deltoid muscle, biceps tenodesis, restoration of humeral length by proper stem height, and approximately 30° of retroversion as measured with respect to the forearm with the elbow flexed at 90°. The tuberosities were repositioned as anatomic as possible. They were reattached as described by Boileau et al,⁴ with horizontal and vertical nonabsorbable sutures to fix the tuberosities to each other, to the prosthesis, and to the shaft. Intraoperatively, a rotator cuff tear was found in 11 cases. In 8 cases (26.7%), the gap was closed with non-absorbable sutures, while in 3 cases (10.0%) the tear was irreparable. In this group, all shoulders were immobilized after surgery in a sling and they gradually discontinued using it around 3 weeks. Passive mobilization and pendulum exercises were allowed immediately. At week 2, passive- and active-assisted exercises were allowed in a rehabilitation center with forward elevation and abduction limited to 100°, and external rotation limited to 30°. When tuberosities consolidation was observed on the radiographs (around 6 weeks), active and resisted exercises were started.

In the reverse group, SMR-Reverse prosthesis was used in all shoulders. The proximal humeral body was in titanium alloy with a hole to allow suture of the tuberosities. The reverse liner of polyethylene (cross-link) had a chamfer in its inferior portion designed to decrease the risk of impingement and the consequent scapular notching. The glenosphere was a convex titanium alloy with a titanium baseplate

with hydroxyapatite coating, a central peg and initial stability provided by 2 screws. The glenoid baseplate was placed according to the manufacturer's recommendations. It was placed inferiorly on the glenoid such that the baseplate was flush with the inferior border of the glenoid, with inferior inclination of approximately 10° and neutral version. A basic principle was to restore the humeral length to obtain proper conjoined and deltoid tension. The stem was implanted in 20° retroversion. Adjustment of the version and of the length of the humerus was carried out after a trial reduction to test the laxity and stability of the joint. When necessary, an epiphyseal augment was placed on the stem in order to optimise deltoid tension. The tuberosities were handled identically to the hemiarthroplasty cases. In this group, shoulders were postoperatively immobilized in sling for 2 weeks in a similar regimen to the hemiarthroplasty group. Then, patients continued with physiotherapy in a rehabilitation centre for at least 4 weeks to perform deltoid activation exercises and activities as tolerated. In both groups, a suction drain was placed for 24 postoperative hours. Standard antibiotic and antithrombotic prophylaxis were given. No patient received heterotopic ossification prophylaxis.

Evaluations

Clinical and radiographic evaluations were made preoperatively and postoperatively at 6 weeks, 3, 6, and 12 months, and then yearly until at least 2 years. Preoperative radiographic evaluation consisted of anteroposterior and transthoracic views, and computed tomography. The fracture type was classified by the Neer's criteria.²⁶ All postoperative functional evaluation forms were completed at each visit by an independent experienced surgeon (ALU) who did not participated in the surgeries, and did not know which type of prosthesis had been used. Primary outcome measure in this study was postoperative shoulder functional status according to the Constant-Murley score¹⁰ (0-100 points), absolute and adjusted for age and gender. Clinical outcomes were also assessed by the UCLA²⁸ (University of California Los Angeles score, 0-35 points), and the Quick-DASH³ (Disability of the arm, shoulder and hand score, 0-55 points). Range of motion was assessed using a digital goniometer. Strength was measured with the arm horizontal to the scapula while maintaining resisted elevation against a conventional spring balance dynamometer.

Each postoperative radiological evaluation included anteroposterior, axillary, and transthoracic views. The latest radiographs were analyzed by one independent surgeon (ALU). The status and position of the tuberosities were recorded as healing, malunion, non-union, or resorption. In the HA group, healing of tuberosities was considered when the distance between the greater tuberosity and the top of the head component²⁵ (HTD: head to tuberosity distance) was 5-20 mm. In the RSA group, healing of tuberosities was considered when there was no secondary displacement. In the hemiarthroplasty group, proximal migration was also assessed by the acromio-humeral distance (AHD). AHD was measured from the inferior aspect of the acromion to the superior aspect of the humeral head, where a measurement less than 7 mm was considered abnormal with humeral head escape and rotator cuff failure.⁴ In the reverse group, inferior scapular notching was classified according to Sirveaux et al.³³ Definitive loosening was defined as radiolucent lines greater than 2 mm or progressive, osteolyses, migration of any implant, or stem subsidence.³¹ Heterotopic bone was assessed.¹⁹

Statistical analysis

Statistical analyses were conducted with IBM-SPSS 19.0 software (IBM-SPSS, Armonk, NY, USA). Normal distribution was determined by the Kolmogorov-Smirnov test. For comparison between groups, we used the unpaired Student t-test or non-parametric Mann-Whitney U-test for continuous variables, and the chi-square test, Fisher exact test or Mantel-Haenszel test for categorical variables. For comparison between pre- and post-operative data within a group, the paired t-test or Wilcoxon signed-rank test were used. Kaplan-Meier test was used for arthroplasties survival analysis with revision for any reason as end-point, and then other analysis with revision for any reason or clinical failure as end-point. Clinical failure was defined as non-adjusted Constant score less than 50 points at 12 postoperative months. Log-rank test to compare survival curves. In all test, statistical significance was considered for p values less than .05.

RESULTS

Baseline information

Between 2009 and 2011, 62 consecutive patients were included for study. They were allocated to treatment with RSA (31 patients) or HA (31 patients). The mechanism of injury in all patients was fall on the upper extremity. Prior to fracture, normal function of the shoulder was reported with in all but 1 patient in group HA and 2 in group RSA. All but one patient completed the minimum follow-up of 2 years. In the HA group, one patient died at one postoperative year for reason not related to the surgery, and she was excluded from the study. There were no significant preoperative differences between groups (Table I). The status of the rotator cuff was assessed intraoperatively in both groups. The mean time interval between the fracture and the operation was 5.1 days (range, 1-12) for overall patients. The mean operative time was 90.4 (range, 80-120) minutes for the RSA group and 80.2 (range, 57-110) minutes for the HA group ($p = .001$). The mean postoperative follow-up in RSA group was 29.4 months (range, 24-44), and in the HA group 27.7 (range, 24-49) ($p = .279$).

Functional results

The postoperative outcomes of both groups are showed in Table II. At last follow-up, the mean functional scores and active range of motion were significantly better in the RSA group, but there was no significant difference of the internal rotation. One patient (3.2%) in RSA group and 10 patients (33.3%) in HA group ($p = .017$) had abduction and forward elevation less than 90°. All patients in RSA group had no pain or mild and occasional pain, whereas in HA group there were 4 patients with moderate pain and 6 other with severe pain ($p = .002$). In the RSA group, 8 patients (25.8%) were considered a clinical failure (non-adjusted Constant score less than of 50), whereas in the HA group there were 17 (56.6%) ($p = .013$).

In the HA group, patients with failure of tuberosities healing had significantly worse mean Constant (21.4 versus 51.2, $p = .001$), active forward elevation (52.7 versus 100.6, $p = .001$), and abduction (54.6 versus 94.0, $p = .001$) than those with healing, but there were no differences in external (3.8 versus 2.6, $p = .082$) or internal rotation (3.2 versus 1.8, $p = .063$). In the RSA group the results were irrespective of tuberosities healing, with no significant differences between failure and healing subgroups with regard to mean Constant score (53.9 versus 59.3, $p = .183$), forward elevation (117.5 versus 122.1, $p = .695$), abduction (107.5 versus 116.3, $p = .399$), internal rotation (2.4 versus 3.1, $p = .157$), or external rotation (2.5 versus 1.9, $p = .184$).

Regarding patients with irreparable rotator cuff tear, the 3 HA patients had proximal migration of hemiarthroplasty, and mean Constant score of them was significantly lower than in the remaining patients within group ($p = .001$). However, the mean Constant score in the 5 RSA patients with irreparable tear was not significantly different than in the remaining patients of the HA group ($p = .072$). When patients with irreparable tear were excluded of both groups, the mean Constant score was significantly higher in the RSA group than in HA group (57.2 versus 41.4, $p = .001$).

Radiographic results

In the HA group (Fig. 2), there was no evidence of loosening of any component. Radiolucent lines of 1 mm were observed in 3 humeral stems, but all remained stable at the latest follow-up. There were 17 shoulders (56.7%) with tuberosities healing, 4 (13.3%) with malunion due to the insufficient fixation, and 9 (30.0%) with resorption. The mean acromion-head distance (AHD) was 8.3 mm (range, 0-15). An AHD of 7 mm or less, reflecting insufficiency or rupture of the rotator cuff, was found in 8 patients (26.6%). Of these, 6 were revised to RSA, and other 2 refused further surgery. Grade-1 heterotopic ossification was noted in 6 shoulders (20.0%), all of them with no clinical significance.

In the RSA group (Fig. 3), there was no evidence of loosening of any component. Radiolucent lines of 1 mm were observed around 4 humeral stems, but all remained stable. There was no radiolucent line around the glenoid component. Grade-1 scapular notching was observed in one shoulder (3.2%), with no functional effect or loosening. The tuberosities healing in 20 shoulders (64.5%), with malunion due

to the insufficient fixation in 6 (19.3%), and with resorption in 5 (13.2%). Heterotopic ossification was noted in 5 shoulders (16.1%), all of them with no clinical significance.

Complications and revisions

In the HA group, stem insertion produced a humeral intraoperative fracture in one patient which was treated immediately with wire cerclage, resulting in successful radiological and functional outcome. One patient presented a superficial infection which was treated with antibiotics resulting in successful outcome. One patient was manipulated under general anesthesia because of postoperative stiffness with unsuccessful outcome. Six patients, aforementioned as proximal migration, required revision to RSA at a mean of 15.6 postoperative months (range, 11-20) due to severe pain and limited function. Among these 6 patients, 3 had presented irreparable cuff tear, 4 had cuff tear which was repaired, and one had no cuff tear. One of these suffered a dislocation 4 months after revision, which was treated with open reduction. The Constant scores of these patients after revision averaged 21.8 (range, 8-51). The main causes for this poor Constant score were decreased activity level, range of motion, and arm positioning.

In the RSA group, one patient developed a haematoma which was resolved with conservative treatment. Another patient developed a wound deep infection (*Staphylococcus aureus*) at 13 postoperative months requiring a 2-stage revision to another RSA, resulting in unsuccessful functional outcome. There was no neurological complication in any group.

Arthroplasty survival

Considering only revision for any reason as end-point (Fig. 4), the 40-month survival was 96.8% (95% confidence interval, 90.5%-100%) in the RSA group, and 80.0% (95% CI, 65.6%-94.3%) in the HA group ($p = .043$). When revision or clinical failure was used as end-point (Fig. 5), these were 71.0% (95% CI, 55.1%-86.9%) and 43.3% (95% CI, 25.6%-65.1%) ($p = .029$), respectively.

DISCUSSION

HA has commonly been recommended as treatment of choice for complex proximal humeral fractures in the elderly when internal fixation was not an option,¹ but recent studies have reported inconsistent results with HA.^{13,18,27} The functional outcome largely depends on the anatomic healing of the tuberosities,⁴ but this healing was difficult in most elderly patients with comminuted fractures.² RSA has been proposed as an alternative treatment for these acute complex fractures^{7,11} and based on the potential advantage that the functional results are less dependent on the tuberosities healing and integrity of the rotator cuff, but this is still under assessment. Although recent studies reported satisfactory results with RSA,^{15,20,23,35} they also reported a relevant number of complications.^{6,9} Moreover, there were few studies comparing the two types of prostheses for these acute fractures. We have only found four retrospective comparative studies,^{5,16,17,36} and other one prospective study.¹¹ This last one was a non-randomized study, comparing two consecutive case series and using various models of arthroplasties. To our knowledge, our study is the first randomized prospective study comparing RSA and HA for acute proximal humeral fractures in elderly.

Our main findings were that significantly better functional outcome and revision rate were obtained with the RSA. In addition, a higher range of motion was observed, except for internal rotation. This was in accordance with other comparative studies^{5,11} at short or medium-term. Boyle et al,⁵ in the review from a national register, found that the function at 6 months was similar between patients with RSA and HA, but was significantly better in the RSA group at 5 years. Our results of range of movement were relatively decreased, but studies on shoulder motion had shown that normal patients over 70 years had a maximum of only 60% of full elevation.³⁴ In previous comparative studies, there was no agreement on the results of the rotation. Gallinet et al¹⁶ retrospectively compared 16 patients with RSA and 17 with HA. The mean age was 74 years, and the mean follow-up of 15 months. The RSA group showed significantly higher Constant score and similar DASH score. In the RSA group the abduction and

forward elevation were better, but internal and external rotation were worse than in the HA group. Garrigues et al¹⁷ retrospectively compared 11 RSA and 12 HA with a mean age of 75 years, and mean follow-up of 3.6 years. They found better functional outcome and shoulder forward elevation in the RSA group, but external rotation was similar in both groups. Cuff and Pupello¹¹ compared 2 consecutive series of, 24 RSA and 23 HA, with a mean age of 74 years and mean follow-up of 2 years. Data of both groups had been prospectively collected. They also found that functional outcome and range of forward elevation were significantly higher in the RSA group, but no significant differences were observed for both external and internal rotation.

In our study, the tuberosities healing were difficult to obtain in spite of meticulous repair, which was in 56.7% HA and 64.5% RSA. In the HA, this rate was similar to that observed by some authors,^{2,11} but less than 80%-96% reported in other studies.^{13,27} In the RSA, our rate was consistent with that of other studies.^{7,15} Some authors^{4,11} reported healing of tuberosities or integrity of rotator cuff as the main factor influencing the functional outcome after hemiarthroplasty for proximal humeral fractures. In agreement with them, the worst outcomes in our HA group were significantly associated with failure of tuberosities healing. In contrast, the tuberosities healing or rotator cuff status did not influence the results in the patients who underwent RSA.

Scapular notching was found in only one case among 31RSA (3.2%), like in other studies^{11,17,23,35,36} in which several models of RSA were used. By contrast, other studies reported rates between 25% and 73%. In this last studies,^{7,9,12,15} most of patients underwent RSA with the Delta-III prosthesis. The cause of the notch appears to be multifactorial. Notching appears to be caused by 2 main mechanisms. Some authors thought that this was due to impingement between the humeral component and the inferior scapular pillar in adduction,^{9,33} and others²⁹ suggested that polyethylene debris and osteolysis could play a role in its development. In the Lima SMR reverse shoulder arthroplasty, polyethylene of the humeral liner had a chamfer in its inferior portion to decrease the risk of impingement and the consequent scapular notching.

For aseptic reasons, 7 shoulders in the HA were revised. One of these was due to severe stiffness which required mobilization under general anesthesia. The other 6 required revision to RSA because of poor result by cuff rupture and proximal migration of the HA. Functional outcomes after revision to RSA were unsuccessful. None of the patients in the RSA group required aseptic revision. These results with HA were consistent with other studies^{2,11,21,32} reporting proximal migration rates of 34% and need for revision to RSA of 5%-13%.

Our study has some limitations. The short follow-up prevents any conclusion with respect to the long-term results of both arthroplasties. We cannot exclude the fact that a longer follow-up detect possible differences in the survivorship of both arthroplasties. In addition, 3 (10%) patients with irreparable rotator cuff tear were included in the HA group which might skew towards a better effect in the RSA group, although the difference was also statistically significant when these patients were excluded for the analysis of results.

CONCLUSIONS

The findings of this study indicated that RSA was superior to HA with respect to pain, functional outcome, and revision rate. Revision from HA to RSA does not appear to improve outcomes. Our study confirms the place of reverse shoulder arthroplasty in patients over the age of 70 with complex proximal humeral fractures. Although short-term results with RSA are promising, more long-term prospective studies are necessary. In addition, our results could not be extrapolated to other designs of reverse shoulder arthroplasties.

REFERENCES

1. Acevedo DC, Vanbeek C, Lazarus MD, Williams GR, Abboud JA. Reverse shoulder arthroplasty for proximal humeral fractures: update on indications, technique, and results. *J Shoulder Elbow Surg* 2014;23:279-289. doi: 10.1016/j.jse.2013.10.003.
2. Antuña SA, Sperling JW, Cofield RH. Shoulder hemiarthroplasty for acute fractures of the proximal humerus: a minimum five-year follow-up. *J Shoulder Elbow Surg* 2008;17:202-209. doi:10.1016/j.jse.2007.06.025.
3. Beaton DE, Wright JG, Katz JN, Upper Extremity Collaborative Group. Development of the QuickDASH: comparison of three item-reduction approaches. *J Bone Joint Surg Am* 2005;87-A:1038-1046. doi: <http://dx.doi.org/10.2106/JBJS.D.02060>.
4. Boileau P, Krishnan SG, Tinsi L, Walch G, Coste JS, Molé D. Tuberosity malposition and migration: reasons for poor outcomes after hemiarthroplasty for displaced fractures of the proximal humerus. *J Shoulder Elbow Surg* 2002;11:401-412. doi:10.1016/j.jse.2014.01.018.
5. Boyle MJ, You SM, Frampton CMA, Ball CM. Functional outcomes of reverse shoulder arthroplasty compared with hemiarthroplasty for acute proximal humeral fractures. *J Shoulder Elbow Surg* 2013;22:32-37. doi:10.1016/j.jse.2012.03.006.
6. Brorson S, Rasmussen JV, Olsen BS, Frich LH, Jensen SL, Hróbjartsson A. Reverse shoulder arthroplasty in acute fractures of the proximal humerus: A systematic review. *Int J Shoulder Surg* 2013;7:70-78. doi: 10.4103/0973-6042.114225.
7. Bufquin T, Hersan A, Hubert L, Massin P. Reverse shoulder arthroplasty for the treatment of three- and four-part fractures of the proximal humerus in the elderly: a prospective review of 43 cases with a short-term follow-up. *J Bone Joint Surg Br* 2007;89B:516-520. doi:10.1302/0301-620X.89B4.18435.
8. Cadet ER, Ahmad CS. Hemiarthroplasty for three- and four-part proximal humerus fractures. *J Am Acad Orthop Surg*. 2012;20:17-27. doi: 10.5435/JAAOS-20-01-017.
9. Cazeneuve JF, Cristofari DJ. Long term functional outcome following reverse shoulder arthroplasty in the elderly. *Orthop Traumatol Surg Res* 2011;97:583-589. doi:10.1016/j.otsr.2011.03.025.
10. Constant CR, Gerber C, Emery RJ, Søbjerg JO, Gohlke F, Boileau P. A review of the Constant score: modifications and guidelines for its use. *J Shoulder Elbow Surg* 2008;17:355-361. doi: 10.116/j.jse.2007.06.022.
11. Cuff DJ, Pupello DR. Comparison of hemiarthroplasty and reverse shoulder arthroplasty for the treatment of proximal humeral fractures in elderly patients. *J Bone Joint Surg Am*. 2013;95:2050-2055. doi: 10.2106/JBJS.L.01637.
12. Ek ETH, Neukom L, Catanzaro S, Gerber C. Reverse total shoulder arthroplasty for massive irreparable rotator cuff tears in patients younger than 65 years old: results after five to fifteen years. *J Shoulder Elbow Surg* 2013;22:1199-1208. doi: 10.1016/j.jse.2012.11.016.
13. Esen E, Dogramaci Y, Gultekin S, Devenci MA, Suluova F, Kanatli U, et al. Factors affecting results of patients with humeral proximal end fractures undergoing primary hemiarthroplasty: A retrospective study in 42 patients. *Injury* 2009;40:1336-1341. doi: 10.1016/j.injury.2009.06.019.
14. Frankle M, Siegal S, Pupello D, Saleem A, Mighell M, Vasey M. The 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;87:1697-1705. doi: <http://dx.doi.org/10.2106/JBJS.D.02813>.
15. Gallinet D, Adam A, Gasse N, Rochet S, Obert L. Improvement in shoulder rotation in complex shoulder fractures treated by reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg* 2013;22:38-44. doi:10.1016/j.jse.2012.03.011.
16. Gallinet D, Clappaz P, Garbuio P, Tropet Y, Obert L. Three or four parts complex proximal humerus fractures: Hemiarthroplasty versus reverse prosthesis: a comparative study of 40 cases. *Orthop Trauma Surg Res* 2009; 95: 48-55. doi:10.1016/j.otsr.2008.09.002.
17. Garrigues GE, Johnston PS, Pepe MD, Tucker BS, Ramsey ML, Austin LS. Hemiarthroplasty versus reverse total shoulder arthroplasty for acute proximal humerus fractures in elderly patients. *Orthopedics* 2012;35:e703-708. doi:10.3928/01477447-20120426-25.

18. Grönhagen CM, Abbaszadegan H, Revay SA, Adolphson PY. Medium-term results after primary hemiarthroplasty for comminute proximal humerus fractures: a study of 46 patients followed up for an average of 4.4 years. *J Shoulder Elbow Surg* 2007;16:766-773. doi:10.1016/j.jse.2007.03.017.
19. Kjaersgaard-Andersen P, Frich LH, Søjbjerg JO, Sneppen O. Heterotopic bone formation following total shoulder arthroplasty. *J Arthroplasty* 1989;4:99-104. NO doi
20. Klein M, Juschka M, Hinkenjann B, Scherger B, Ostermann PA. Treatment of comminuted fractures of the proximal humerus in elderly patients with the Delta III reverse shoulder prosthesis. *J Orthop Trauma* 2008;22:698-704. doi: 10.1097/BOT.0b013e31818afe40.
21. Krishnan SG, Reineck JR, Bennion FD, Feher L, Burkhead WZ Jr. Shoulder arthroplasty for fracture. Does a fracture-specific stem make a difference? *Clin Orthop Relat Res* 2011;469:3317-3323. doi: 10.1007/s11999-011-1919-6.
22. Lanting B, MacDermid J, Drosdowech D, Faber KJ. Proximal humeral fractures: a systematic review of treatment modalities. *J Shoulder Elbow Surg* 2008;17:42-54. doi: 10.1016/j.jse.2007.03.016.
23. Lenarz C, Shishani Y, McCrum C, Nowinski RJ, Edwards TB, Gobezie R. Is reverse shoulder arthroplasty appropriate for the treatment of fractures in the older patient? Early observations. *Clin Orthop Relat Res* 2011;469:3324-3331. doi: 10.1007/s11999-011-2055-z.
24. Levy JC, Badman B. Reverse shoulder prosthesis for acute four-part fracture: tuberosity fixation using a horseshoe graft. *J Orthop Trauma* 2011;25:318-24. doi: 10.1097/BOT.0b013e3181f22088.
25. Mighell MA, Kolm GP, Collinge CA, Frankle MA. Outcomes of hemiarthroplasty for fractures of the proximal humerus. *J Shoulder Elbow Surg* 2003;12:569-577. doi:10.1016/S1058-2746(03)00213-1.
26. Neer CS 2nd. Displaced proximal humeral fractures. I. Classification and evaluation. *J Bone Joint Surg Am* 1970;52A:1077-1089. NO doi
27. Noyes MP, Kleinhenz B, Markert RJ, Crosby LA. Functional and radiographic long-term outcomes of hemiarthroplasty for proximal humeral fractures. *J Shoulder Elbow Surg* 2011;20:372-377. doi:10.1016/j.jse.2010.06.009.
28. Nutton RW, McBirnie JM, Phillips C. Treatment of chronic rotator-cuff impingement by arthroscopic subacromial decompression. *J Bone Joint Surg Br* 1997;79B:73-76. doi: 0301-620X/97/17225.
29. Nyffeler RW, Werner CML, Simmen BR, Gerber C. Analysis of a retrieved Delta III total shoulder prosthesis. *J Bone Joint Surg Br* 2004;86:1187-1191. doi:10.1302/0301-620X.86B8.15228.
30. Olerud P, Ahrengart L, Ponzer S, Saving J, Tidermark J. Hemiarthroplasty versus nonoperative treatment of displaced 4-part proximal humeral fractures in elderly patients: a randomized controlled trial. *J Shoulder Elbow Surg* 2011;20:1025-1033. doi: 10.1016/j.jse.2011.04.016.
31. Sanchez-Sotelo J, Wright TW, O'Driscoll SW, Cofield RH, Rowland CM. Radiographic assessment of uncemented humeral components in total shoulder arthroplasty. *J Arthroplasty* 2001;16:180-187. doi:10.1054/arth.2001.20905.
32. Shah N, Iqbal HJ, Brookes-Fazakerley S, Sinopidis C. Shoulder hemiarthroplasty for the treatment of three- and four-part fractures of the proximal humerus using Comprehensive® fracture stem. *Int Orthop* 2011;35:861-867. doi: 10.1007/s00264-010-1083-8.
33. Sirveaux F, Favard L, Oudet D, Huquet D, Walch G, Molé D. Grammont inverted total shoulder arthroplasty in the treatment of glenohumeral osteoarthritis with massive rupture of the cuff: results of a multicentre study of 80 shoulders. *J Bone Joint Surg Br* 2004;86B:388-395. doi:10.1302/0301-620X.86B3.14024.
34. Talkhani IS, Kelly CP. Movement analysis of asymptomatic normal shoulders: a preliminary study. *J Shoulder Elbow Surg* 2001;10:580-584. doi:10.1067/mse.2001.118481.
35. Valenti P, Katz D, Kilinc A, Elkholti K, Gasiunas V. Movement analysis of asymptomatic normal shoulders: a preliminary study. *Acta Orthop Belg* 2012;78:442-449. NO doi
36. Young SW, Segal BS, Turner PC, Poon PC. Comparison of functional outcomes of reverse shoulder arthroplasty versus hemiarthroplasty in the primary treatment of acute proximal humerus fracture. *ANZ J Surg* 2010;80:789-793. doi: 10.1111/j.1445-2197.2010.05342.x.

TABLE I. Preoperative data

	RSA group	HA group	p
No	31	30	
Age*	74.7 (70-85)	73.3 (70-83)	.211
Male/Female	4/27	5/25	.731
Dominant side (%)	61.3%	56.2%	.880
Neer fracture			.900
3-part	5 (16.1%)	4 (13.3)	
4-part	21 (67.8%)	20 (66.7%)	
4-part w/dislocation	5 (16.1%)	6 (20.0%)	
Rotator cuff			.721
No tear	17 (54.8%)	19 (63.3%)	
Reparable	9 (29.1%)	8 (26.7%)	
Irreparable	5 (16.1%)	3 (10.0%)	

* Mean (range)

TABLE II. Postoperative outcomes

	RSA group	HA group	p
Constant score	56.1 (24-80)	40.0 (8-74)	.001
pain	14.0 (10-15)	8.8 (0-15)	.001
activity	16.7 (10-20)	12.2 (4-20)	.001
motion	21.7 (4-36)	14.9 (4-34)	.001
strength	4.8 (0-9)	2.1 (0-5)	.001
Total adjusted (%)	79.7 (35-100)	55.8 (11-100)	.001
Anterior forward (°)	120.3 (40-180)	79.8 (20-180)	.001
Abduction (°)	112.9 (50-170)	78.7 (30-150)	.001
External rotation*	4.7 (0-10)	3.3 (0-10)	.023
Internal rotation*	2.7 (0-6)	2.6 (0-6)	.914
UCLA score	29.1 (16-34)	21.1 (6-34)	.001
DASH score	17.5 (12-30)	24.4 (13-41)	.001
Tuberosities (n)			.408
healing	20 (64.5%)	17 (56.7%)	
malunion	6 (19.3%)	4 (13.3%)	
resorption	5 (16.2%)	9 (30.0%)	

Data are shown as mean (range), unless otherwise stated. * Constant score

LEGENDES OF FIGURES

Fig. 1. Photograph of the Lima shoulder modular replacement. (A) SMR-Trauma. (B) SMR-Reverse



Fig. 2. (A) Anteroposterior radiograph of a 4-part proximal humeral fracture in an elderly 77-year-old woman. (B) Two years postoperative view showing hemiarthroplasty proximal migration.

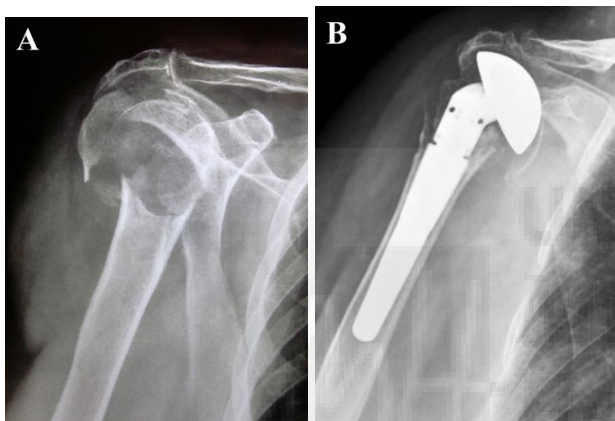


Fig. 3. (A) Three years postoperative anteroposterior view after treatment with RSA in an elderly 74-year-old woman. A metallic spacer was used to increase the tension of the deltoid. (B) Axillary view.

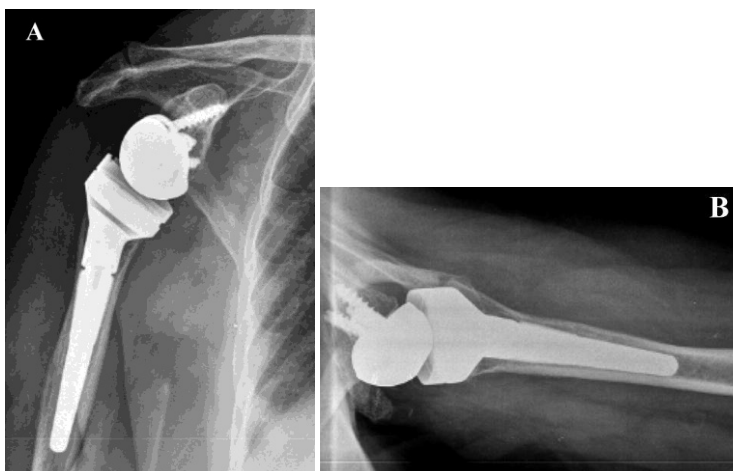


Fig. 4. Kaplan-Meier arthroplasty survival curves, with revision for any reason as end-point.

Fig. 5. Kaplan-Meier arthroplasty survival curves, with revision or clinical failure as end-point.

