


ADVERTIMENT. L'accés als continguts d'aquesta tesi queda condicionat a l'acceptació de les condicions d'ús establertes per la següent llicència Creative Commons:  <https://creativecommons.org/licenses/?lang=ca>

ADVERTENCIA. El acceso a los contenidos de esta tesis queda condicionado a la aceptación de las condiciones de uso establecidas por la siguiente licencia Creative Commons:  <https://creativecommons.org/licenses/?lang=es>

WARNING. The access to the contents of this doctoral thesis it is limited to the acceptance of the use conditions set by the following Creative Commons license:  <https://creativecommons.org/licenses/?lang=en>

***Stress shielding*, aflojamiento y consolidación de
tuberosidades en el vástago no cementado de la prótesis total
invertida en las fracturas de húmero proximal.
Estudio radiológico, clínico-funcional y de calidad de vida.**

Francesc Goñalons Giol

UAB
**Universitat Autònoma
de Barcelona**

Stress shielding, aflojamiento y consolidación de
tuberosidades en el vástago no cementado de la prótesis
total invertida en las fracturas de húmero proximal.
Estudio radiológico, clínico-funcional y de calidad de vida.

TESIS DOCTORAL

Francesc Goñalons Giol

DIRECTORES: Dr. José María Mora Guix

Dr. Joan Minguell Monyart

Dra. Nayana Joshi Jubert

TUTORA: Dra. Nayana Joshi Jubert

PROGRAMA DE DOCTORADO EN CIRUGÍA Y CIENCIAS MORFOLÓGICAS

DEPARTAMENTO DE CIRUGÍA

FACULTAD DE MEDICINA

BARCELONA, 2024

UAB
Universitat Autònoma
de Barcelona

Agradecimientos

***A l'Ainhoa**, per ser el meu pilar. Per dur la vida als ulls i ensenyar-me-la així. L'energia, la il·lusió, l'alegria que duus sempre dins i ara veure't fent de mare, em fa no poder ser més feliç al teu costat.*

***A tu Blanca**, perquè amb només dos anys em fas treure el millor de mi. Per la senzillesa, felicitat i innocència que tant m'enamora.*

***Per al petit Eric**, no saps les ganes que en tenim de tu.*

***Als meus pares**, per inculcar-me valors que han fet de mi qui sóc. Per desviure-us per nosaltres. Pel suport i comptar sempre amb vosaltres, us estimo.*

***Als meus germans**, per la felicitat que em tingut tots els anys que em compartit dormint en una mateixa habitació, perquè tot i que ara ja no, seguim sent els mateixos.*

***Als amics del bàsquet**, de la universitat, del col·legi i al Lisi. Per no deixar mai de créixer junts.*

***Per als que ja no hi sou**, us porto sempre dins meu.*

Agradecimientos

Al Dr. José María Mora Guix, per sempre estar disposat, per l'empenta. Gràcies per endinsar-me en aquest projecte des de resident i fer-me descobrir la vessant investigadora. Pel teu coneixement i per les ganes de transmetre'l. Sense tu això no existiria, gràcies.

A la Dra. Nayana Joshi Jubert i al Dr. Joan Minguell Monyart que des del primer moment ens heu donat tot el suport i totes les facilitats. És un veritable plaer poder comptar amb gent tant potent i experimentada.

Al servei de COT del CST de Terrassa, per tots aquests anys.

Abreviaturas

PTI	Prótesis total invertida
SS	Stress shielding
PTH	Prótesis total de hombro
FHP	Fracturas de húmero proximal
ABD	Abducción
ADD	Aducción
RE	Rotación externa
RI	Rotación interna
EA	Elevación anterior
BA	Balance articular
HA	Hidroxiapatita
FR	Filling Ratio
VAS	Visual Analogue Scale
SANE	Simple Assessment Numeric Evaluation

Índice de figuras

Figura 1. Anatomía ósea del húmero proximal.	27
Figura 2. Fragmentos descritos por Codman en las fracturas del húmero proximal.	30
Figura 3. Clasificación de Neer para las fracturas del húmero proximal.	31
Figura 4. Clasificación de Hertel (Lego) para las fracturas del húmero proximal.	32
Figura 5. Clasificación AO para las fracturas del húmero proximal.	32
Figura 6. Protocolo de lectura de imágenes para las fracturas del húmero proximal.	33
Figura 7. Diseños iniciales creados por Neer - Mark III.	36
Figura 8. Primer diseño Trompette de Grammont.	37
Figura 9. Modelo Delta III de Grammont.	38
Figura 10. Vástago específico para fracturas del sistema Comprehensive (Zimmer Biomet®).	42
Figura 11. Mecanosensación.	44
Figura 12. Clasificaciones para la localización del stress shielding.	49
Figura 13. Reabsorción de la cortical.	51
Figura 14. Líneas de condensación (signo del pedestal).	51
Figura 15. Spot welds.	52
Figura 16. Diagrama de flujo de los pacientes de la muestra.	66
Figura 17. Localización de la reabsorción cortical.	69
Figura 18. Cálculo del Filling ratio metafisario (FRmet) y diafisario (FRdia).	71
Figura 19. Localización del troquíter en función de su localización respecto a la bandeja protésica.	72
Figura 20. Proyección AP y proyección perfil de escápula.	76
Figura 21. Prótesis total invertida del sistema Comprehensive (Zimmer Biomet®).	77
Figura 22. Cronograma seguimiento de los pacientes.	78
Figura 23. Evolutivo radiológico desde la FHP inicial a la presentación de stress shielding.	112

Índice de tablas

Tabla 1. Clasificación según Inoue et al. para la reabsorción cortical.	50
Tabla 2. Índice de Masa Corporal (IMC).	67
Tabla 3. Grados de reabsorción de cortical según Inoue et al.	69
Tabla 4. Resumen de los resultados de las variables demográficas.	85
Tabla 5. Correlación entre stress shielding y el sexo.	94
Tabla 6. Correlación entre el stress shielding y la posición del troquíter en el postoperatorio.	96
Tabla 7. Correlación entre el stress shielding y la posición del troquíter al mes postoperatorio.	97
Tabla 8. Resultados de la correlación entre el stress shielding y los resultados clínico-funcionales.	99
Tabla 9. Resultados de la correlación entre el stress shielding y los resultados de calidad de vida.	100
Tabla 10. Resultados de la correlación entre la consolidación tuberositaria y los resultados de calidad de vida.	106
Tabla 11. Tipos de vástago en función de la longitud (según Denard).	113
Tabla 12. Resultados de la PTI no cementada con indicación traumática en las fracturas del húmero proximal.	117

Índice de gráficos

Gráfico 1. Resultados del sexo de la muestra.	84
Gráfico 2. Resultados del IMC de la muestra.	85
Gráfico 3. Resultados del patrón de fractura de la muestra.	86
Gráfico 4. Resultados de las características del troquíter preoperatorio de la muestra.	87
Gráfico 5. Resultados de la posición del troquíter postoperatorio de la muestra.	87
Gráfico 6. Resultados de consolidación de tuberosidades de la muestra.	88
Gráfico 7. Resultados de la reabsorción cortical.	90
Gráfico 8. Resultados de la gradación de reabsorción cortical (según Inoue et al).	90
Gráfico 9. Resultados de la rotación externa.	92
Gráfico 10. Resultados de la rotación interna.	92
Gráfico 11. Resultados de la correlación entre el Stress shielding y la edad.	93
Gráfico 12. Resultados de la correlación entre el Stress shielding y el filling ratio metafisario y diafisario.	96
Gráfico 13. Resultados de la correlación entre el Stress shielding y las escalas Constant/ASES.	98
Gráfico 14. Resultados de la correlación entre el Stress shielding y la flexión anterior /abducción.	98
Gráfico 15. Resumen de los resultados de la correlación entre el Stress shielding y los tests de calidad de vida.	100
Gráfico 16. Resumen de los resultados de la correlación entre la consolidación tuberositaria y la edad.	101
Gráfico 17. Resumen de los resultados de la correlación entre la consolidación tuberositaria y las escalas de Constant/ ASES.	103
Gráfico 18. Resumen de los resultados entre la correlación de consolidación tuberositaria y la flexión anterior/abducción.	104
Gráfico 19. Resumen de los resultados de la correlación entre la consolidación tuberositaria y las escalas de calidad de vida.	106

ÍNDICE

Resumen.....	14
Abstract.....	20
1 Introducción	25
1.1 Fracturas de húmero proximal	26
1.1.1 Epidemiología.....	26
1.1.2 Etiología de las fracturas.....	26
1.1.2.1 Mecanismo.....	26
1.1.2.2 Patología asociada a la anatomía.....	26
1.1.2.3 Alteraciones asociadas.....	26
1.1.3 Anatomía.....	27
1.1.4 Clasificación.....	29
1.1.4.1 Clasificación de Codman.....	29
1.1.4.2 Neer.....	30
1.1.4.3 Clasificación de Lego-Hertel.....	31
1.1.4.4 AO / OTA.....	32
1.1.4.5 Protocolo de lectura de imágenes.....	33
1.1.5 Presentación.....	33
1.1.5.1 Síntomas.....	33
1.1.5.2 Exploración física.....	34
1.1.6 Pruebas complementarias.....	34
1.1.6.1 Radiografías.....	34
1.1.6.2 Tomografía computarizada.....	34
1.1.6.3 Resonancia magnética.....	34
1.1.7 Tratamiento.....	34
1.2 Prótesis total invertida.....	35
1.2.1 Epidemiología e historia.....	35
1.2.2 Biomecánica.....	38
1.2.3 Indicaciones.....	39
1.2.4 Contraindicaciones.....	39
1.2.5 Complicaciones.....	39
1.2.6 Prótesis invertida en la fractura de húmero proximal.....	40
1.3 Stress shielding.....	43
1.3.1 Etiología ¿Por qué se produce este fenómeno?.....	43
1.3.2 Epidemiología.....	45
1.3.2.1 Factores biológicos.....	45
1.3.2.2 Factores mecánicos.....	46
1.3.3 Presentación.....	47
1.3.4 Pruebas complementarias.....	47
1.3.5 Evaluación.....	47
1.3.5.1 Reabsorción de cortical.....	47
1.3.5.2 Otros signos de remodelación.....	51
1.3.6 Repercusión clínica.....	52
2 Justificación del trabajo	54
3 Hipótesis del trabajo.....	57
3.1 Hipótesis primaria.....	58
3.1.1 Hipótesis primaria nula.....	58
3.1.2 Hipótesis primaria alternativa.....	58
3.2 Hipótesis secundaria.....	58
3.2.1 Hipótesis secundaria nula.....	58

3.2.2	Hipótesis secundaria alternativa.....	58
4	Objetivos del trabajo.....	60
5	Material y métodos.....	63
5.1	Diseño del estudio.....	64
5.1.1	Muestra.....	64
5.1.1.1	Criterios de inclusión.....	65
5.1.1.2	Criterios de exclusión.....	65
5.1.1.3	Muestra final.....	66
5.1.2	Datos analizados.....	67
5.1.2.1	Estudio demográfico de la muestra.....	67
5.1.2.2	Estudio radiológico.....	68
5.1.2.3	Estudio de la muestra con test Clínicofuncionales:.....	72
5.1.2.4	Estudio de la muestra con test de calidad de vida:.....	74
5.1.3	Plazo del estudio.....	75
5.2	Valoración inicial preoperatoria.....	75
5.2.1	Anamnesis.....	75
5.2.2	Pruebas complementarias.....	75
5.2.2.1	Radiografías.....	75
5.2.2.2	TC.....	76
5.3	La cirugía.....	76
5.3.1	Modelo protésico.....	76
5.3.2	Técnica quirúrgica.....	77
5.4	RHB postoperatoria.....	78
5.5	Estudio de los pacientes.....	78
5.6	Variables analizadas.....	79
5.6.1	Variables para el estudio demográfico.....	79
5.6.2	Variables para el estudio clínicofuncional.....	79
5.6.3	Variables para el estudio de calidad de vida.....	79
5.6.4	Variables para el estudio radiológico.....	79
5.6.4.1	Variables radiológicas preoperatorias.....	79
5.6.4.2	Variables radiológicas postoperatorias.....	80
5.7	Estudio estadístico.....	80
5.8	Consideraciones éticas.....	80
6	Resultados.....	83
6.1	Estadística descriptiva.....	84
6.1.1	Muestra.....	84
6.1.2	Muestra final.....	84
6.1.3	Variables demográficas.....	84
6.2	Resultados preoperatorios radiográficos.....	86
6.2.1	Patrón de fractura.....	86
6.2.2	Troquíter preoperatorio (Grande/pequeño y conminuto/íntegro).....	86
6.3	Resultados postoperatorios.....	87
6.3.1	Resultados radiológicos.....	87
6.3.1.1	Stress shielding.....	87
6.3.1.2	Filling ratio.....	89
6.3.1.3	Aflojamiento.....	89
6.3.1.4	Posición troquíter postoperatorio.....	89
6.3.1.5	Posición troquíter 1 mes postoperatorio.....	89
6.3.1.6	Consolidación de tuberosidades a los 3 y 6 meses.....	90
6.3.1.7	Notch.....	90

6.3.1.8	Osificaciones heterotópicas	91
6.3.2	Resultados clínico-funcionales	91
6.3.2.1	Test de Constant	91
6.3.2.2	Test de ASES	91
6.3.2.3	Elevación anterior	91
6.3.2.4	Abducción	91
6.3.2.5	Rotación externa	92
6.3.2.6	Rotación interna	92
6.3.3	Resultados de calidad de vida	92
6.3.3.1	QuickDash Score	92
6.3.3.2	SF-12	93
6.3.3.3	SANE	93
6.3.3.4	VAS	93
6.4	Resultados de correlaciones con el Stress shielding	93
6.4.1	Comparación stress shielding vs resultados epidemiológicos	93
6.4.1.1	SS vs edad	93
6.4.1.2	SS vs sexo	94
6.4.1.3	SS vs lateralidad	94
6.4.1.4	SS vs IMC	94
6.4.1.5	SS vs Tiempo intervención quirúrgica	94
6.4.1.6	SS vs Infección superficial o profunda	94
6.4.1.7	SS vs talla de vástago utilizado	94
6.4.2	Correlación entre el Stress shielding y resultados radiográficos	95
6.4.2.1	SS vs patrón de fractura	95
6.4.2.2	SS vs características troquíter preoperatorio	95
6.4.2.3	SS vs aflojamiento a los 2 años postoperatorio	95
6.4.2.4	SS vs consolidación de tuberosidades	95
6.4.2.5	SS vs Filling ratio metafisario	95
6.4.2.6	SS vs Filling ratio diafisario	96
6.4.2.7	SS vs posición troquíter postoperatorio	96
6.4.2.8	SS vs posición troquíter 1 mes postoperatorio	97
6.4.2.9	SS vs Osificación heterotópica	97
6.4.3	Correlación entre el Stress shielding y resultados clínico-funcionales	97
6.4.3.1	SS vs Constant	97
6.4.3.2	SS vs ASES	97
6.4.3.3	SS vs Flexión anterior	98
6.4.3.4	SS vs Abducción	98
6.4.3.5	SS vs Rotación interna	99
6.4.3.6	SS vs Rotación externa	99
6.4.4	Correlación entre el Stress shielding y resultados de calidad de vida	99
6.4.4.1	SS vs VAS	99
6.4.4.2	SS vs SANE	99
6.4.4.3	SS vs SF-12 Físico	99
6.4.4.4	SS vs SF-12 Mental	99
6.4.4.5	SS vs QuickDash	100
6.5	Resultados de correlaciones con la consolidación de tuberosidades....	101
6.5.1	Correlación entre la consolidación de tuberosidades y resultados epidemiológicos	101
6.5.1.1	Consolidación de tuberosidades vs Edad	101
6.5.1.2	Consolidación de tuberosidades vs Sexo	101
6.5.1.3	Consolidación de tuberosidades vs lateralidad	101
6.5.1.4	Consolidación de tuberosidades vs IMC	102
6.5.2	Correlación entre la consolidación de tuberosidades y resultados radiográficos	102
6.5.2.1	Consolidación de tuberosidades vs patrón de fractura preoperatorio	102
6.5.2.2	Consolidación de tuberosidades vs características troquíter preoperatorio	102
6.5.2.3	Consolidación de tuberosidades vs Posición del troquíter postoperatorio	102
6.5.2.4	Consolidación de tuberosidades vs Filling ratio metafisario	103
6.5.2.5	Consolidación de tuberosidades vs Filling ratio diafisario	103
6.5.3	Correlación entre consolidación de tuberosidades y resultados clínicofuncionales	103

6.5.3.1	Consolidación de tuberosidades vs Constant.....	103
6.5.3.2	Consolidación de tuberosidades vs ASES	103
6.5.3.3	Consolidación de tuberosidades vs Flexión anterior	104
6.5.3.4	Consolidación de tuberosidades vs Abducción	104
6.5.3.5	Consolidación de tuberosidades vs rotación interna	104
6.5.3.6	Consolidación de tuberosidades vs rotación externa	105
6.5.4	Correlación entre consolidación de tuberosidades y resultados de calidad de vida	105
6.5.4.1	Consolidación de tuberosidades vs VAS.....	105
6.5.4.2	Consolidación de tuberosidades vs SANE	105
6.5.4.3	Consolidación de tuberosidades vs SF-12 Físico.....	105
6.5.4.4	Consolidación de tuberosidades vs SF-12 Mental	105
6.5.4.5	Consolidación de tuberosidades vs QuickDash	105
7	Discusión.....	108
7.1	Muestra y resultados epidemiológicos.....	109
7.2	Resultados Radiológicos.....	109
7.3	Resultados clínico-funcionales	117
7.4	Resultados de calidad de vida.....	121
7.5	Limitaciones al estudio.....	122
8	Conclusiones.....	124
9	Líneas de futuro	127
10	Bibliografía.....	130
11	Anexos.....	140
11.1	Anexo I: Certificado CEIC	141
11.2	Anexo II: Publicación del artículo.	142
11.3	Anexo III: Test de Constant	151
11.4	Anexo IV: Test ASES.....	152
11.5	Anexo V: Quick DASH.....	153
11.6	Anexo VI – Test SF-12.....	154
11.7	Anexo VII – Visual Analogue Scale(VAS).....	157

RESUMEN



La prótesis total invertida (PTI) es una prótesis semiconstreñida que ejerce de fulcro para la elevación del húmero en un hombro con un manguito rotador deficiente. Este tipo de diseño varía el estrés óseo recibido a nivel del húmero proximal (1). La ley de Wolff (2) constata que el hueso se adaptará a las distintas cargas mecánicas que se ejerzan sobre él, pudiendo causar distintos signos de remodelación ósea: la reabsorción ósea, las líneas de radiolucencia (signo del pedestal) o los spot welds, a los que denominaremos como stress shielding.

En estos últimos años se ha descrito una incidencia mayor del stress shielding con el uso relativamente reciente de PTI no cementadas (3–5). No se ha objetivado hasta el momento si este hallazgo puede conllevar o no cambios en la funcionalidad o la calidad de vida de estos pacientes en contexto traumático.

El hecho de implantar una PTI en un paciente de edad avanzada, con un hueso probablemente osteoporótico y asociado a una fractura de húmero proximal (FHP) con una zona metafisaria deficitaria por la afectación tuberositaria, podría comprometer la fijación del vástago. A pesar de esto, hoy en día se ha extendido el uso de las PTI no cementadas para el tratamiento de FHP complejas (6–8).

Con cierta controversia (9–11), una sutura de las tuberosidades parece favorecer una mejor tasa de consolidación tuberositaria que a su vez se relaciona con mejores resultados clínico-funcionales (6,12–14). Algunos estudios en la PTI para la patología degenerativa, detectan unos posibles peores resultados clínico-funcionales con el stress shielding, pero muy posiblemente sesgados por una elevada tasa de reabsorción tuberositaria (10,15).

El objetivo central de este estudio es el stress shielding, el aflojamiento del vástago y la consolidación de las tuberosidades en pacientes que han sufrido una fractura de húmero proximal (FHP), en 3 o 4 partes, y han sido intervenidos con una PTI de recubrimiento poroso metafisodiafisario proximal asociado a una sutura de tuberosidades a los dos años de ser operados.

OBJETIVO

Analizaremos radiológicamente el stress shielding, el aflojamiento y la consolidación de tuberosidades en un modelo de vástago no cementado y su correlación con los datos epidemiológicos y los resultados radiológicos, clínico-funcionales y de calidad de vida obtenidos.

HIPOTESIS

Los pacientes que presentan stress shielding tras ser intervenidos de una fractura de húmero proximal compleja con una prótesis total invertida con vástago no cementado, presentan unos resultados en los test clínico-funcionales y de calidad de vida **no satisfactorios** con un seguimiento de 2 años.

De manera secundaria, los pacientes con una fractura de húmero proximal compleja tratada con una prótesis total invertida con vástago no cementado, presentan un aflojamiento **superior** al 10%.

MATERIAL Y MÉTODOS

Este es un estudio descriptivo ambispectivo transversal donde se incluye una muestra de 37 hombros con un antecedente de fractura de húmero proximal, intervenidos con una PTI con vástago anatómico no cementado y que se evalúan a los dos años de la intervención (intervenidos de forma consecutiva entre noviembre de 2015 y febrero de 2019).

Se analizan variables epidemiológicas, variables radiográficas, clínico-funcionales y de calidad de vida.

Entre las radiológicas preoperatorias estudiamos el patrón de fractura y las características del troquíter preoperatorio. Como variables radiológicas postoperatorias analizamos el stress shielding, el aflojamiento (líneas radioluscentes, subsidence y alineación), la consolidación tuberositaria, el filling ratio, la posición del troquíter postoperatorio, el aflojamiento del vástago, las osificaciones heterotópicas, y el notch.

Para evaluar el stress shielding se identifican sus distintos signos de remodelación:

la reabsorción ósea, que se localiza en función de las zonas de Gruen (16) adaptadas por Melis (17) y se gradúa según Inoue et al. (18), los spot welds y las líneas de condensación (signo del pedestal).

Como test clínico-funcionales se realizan el Test de Constant y el ASES.

Como variables de estudio de calidad de vida se analizan el Visual Analogue Scale (VAS), Single Assessment Numeric Evaluation (SANE), Quick Dash y SF-12.

RESULTADOS

La edad media en el momento de la cirugía era de 72 años (rango 61-85).

Se estudiaron un total de 37 pacientes con una FHP compleja, de los cuáles un 83.8% eran mujeres (31/37 pacientes).

Respecto al estudio del stress shielding, este se produce en un 83,8% de los casos (31/37).

Este fenómeno lo encontramos más en mujeres (87.1%) que en hombres (66.67%) ($P=0.245$) y la media de edad es ligeramente superior en el grupo con stress shielding (72 años vs 70 años) ($P=0.28$).

Según la gradación de Inoue et al. (18) observamos una reabsorción de cortical de Grado 0 en 9 hombros (26.2%), Grado 1 en 0 hombros (0%), Grado 2 en 2 (5.4%); Grado 3 en 3 (8.1%) y Grado 4 en 23 (62.2%). Esta reabsorción de cortical se da en las zonas 2 (87,1% - 27/31) y 7 (19,3% - 6/31) de Gruen (16).

Respecto a los signos de remodelación, encontramos el signo del pedestal en un 87,1% de los casos con stress shielding (27/31) y un 25,8% de spot welds (8/31).

Los pacientes con stress shielding presentaban una media superior de filling ratio del 81.68% (DE 4.89) frente a los que no, con una media de 78.48% (DE 14.9) sin significación estadística.

No encontramos relación con los estudios radiográficos preoperatorios (patrón de fractura y características del troquíter preoperatorio).

Entre los pacientes con stress shielding, la posición del troquíter postoperatoria era mayoritariamente debajo de la bandeja protésica (61.3%), mientras que la posición del troquíter en los pacientes sin stress shielding era por encima de la bandeja (66.7%) ($P<0.05$).

Ningún paciente presentó un aflojamiento del vástago.

El *test de Constant* medio fue de 59,45 (DE: 9,47) en el grupo con stress shielding mientras que en el grupo sin stress shielding fue de 55,83 (DE:4,4) (P=0.09). Tampoco hubo diferencias significativas con los otros test funcionales ni de calidad de vida.

Obtenemos una consolidación de tuberosidades en el 94.6% (35/37) de los hombros. Una consolidación tuberositaria implicaba una mejora en la elevación anterior (EA), en la abducción (ABD) y en el Constant, aunque sin ser estos datos estadísticamente significativos.

CONCLUSIONES

En nuestro estudio realizado con un seguimiento a los 2 años, encontramos una incidencia muy alta de stress shielding (83,8% - 31/37 hombros) y no se observaron signos de aflojamiento. El stress shielding se relaciona con el sexo femenino (87.1% vs 66.67%) y con el aumento de la edad media (72 años vs 70 años) sin significancia estadística.

No encontramos relación entre el patrón de fractura y las características del troquíter preoperatorio con el stress shielding. Sí que encontramos relación con el filling ratio como factor parcialmente modificable, aunque sin significancia estadística. También encontramos una relación entre el stress shielding y la posición del troquíter postoperatorio, siendo mayoritariamente localizado debajo de la bandeja protésica en los casos con stress shielding y por encima de la bandeja en los casos sin stress shielding (P>0.05).

A pesar de esta gran prevalencia de stress shielding, se obtiene una elevada tasa de consolidación tuberositaria (94,6% de los hombros (35/37)), sin significancia estadística. Tampoco detectamos diferencias en los test clínico-funcionales, ni de calidad de vida, entre los pacientes que lo presentan y los que no.

Los pacientes con consolidación tuberositaria presentan mayor elevación anterior, mayor abducción y mejor puntuación en el Constant score sin significancia estadística en nuestro estudio. No encontramos otras diferencias con los distintos test clínico-funcionales ni de calidad de vida.

Abstract



The reverse shoulder arthroplasty (RSA) is a semi-constrained prosthesis that acts as a fulcrum for elevating the humerus in a shoulder with a deficient rotator cuff. This design varies the bone stress received at the level of the proximal humerus (1). Wolff's Law (2) confirms that bone will adapt to different mechanical loads placed upon it, which can cause various signs of bone remodeling: bone resorption, radiolucency (pedestal sign), or spot welds, referred to as stress shielding.

In recent years, there has been a higher incidence of stress shielding with the relatively recent use of uncemented RSA (3–5). It has not been determined whether this finding may or may not lead to changes in the functionality or quality of life of these patients in a traumatic context.

Implanting an RSA in an elderly patient, with likely osteoporotic bone associated with a proximal humerus fracture (PHF) with a deficient metaphyseal zone due to tuberosity involvement, could compromise stem fixation. Nevertheless, the use of uncemented RSA for complex PHF has become widespread (6–8).

With some controversy (9–11), suturing the tuberosities seems to favor a better tuberosity healing rate, which is in turn related to better clinical-functional outcomes (6,12–14). Some studies on RSA for degenerative pathology indicate potentially poorer clinical-functional outcomes with stress shielding, likely biased by a high rate of tuberosity resorption(10,15).

The objective of this study is stress shielding, stem loosening, and tuberosity healing in patients who have suffered a PHF, in 3 or 4 parts, and have undergone RSA with a proximal metaphyseal-diaphyseal porous coating associated with a suture of the tuberosities two years post-surgery.

OBJECTIVE

We will radiologically analyze stress shielding, loosening and tuberosity healing in a non-cemented stem model of the RSA and correlate it with epidemiological data and the radiological, clinical-functional, and quality of life results obtained.

HYPOTHESIS

Patients with stress shielding following a complex PHF treated with an uncemented RSA exhibit **unsatisfactory** outcomes in clinical-functional and quality of life measures after a 2-year follow-up.

Additionally, patients with a PHF treated with an uncemented RSA present a loosening rate **exceeding 10%** two years postoperatively.

MATERIALS AND METHODS

This is a descriptive, retrospective, cross-sectional study including a sample of 37 shoulders with a history of PHF, operated with an uncemented anatomical RSA, and evaluated two years post-surgery (consecutively operated between November 2015 and February 2019).

We analyze epidemiological variables, radiographic variables, clinical-functional, and quality of life variables. Preoperative radiological studies include fracture pattern and preoperative tuberosity characteristics. Postoperative radiological variables include stress shielding, loosening (radiolucent lines, subsidence, alignment), tuberosity healing, filling ratio, postoperative greater tuberosity position, stem loosening, heterotopic ossifications and notch.

To evaluate stress shielding, we identify its different signs of bone remodeling: bone resorption (located according to the Gruen (16) zones adapted by Melis (17) and graded according to Inoue et al. (18)), condensation lines and spot welds. Clinical-functional tests include the Constant score and ASES. Quality of life study variables include Visual Analogue Scale (VAS), Single Assessment Numeric Evaluation (SANE), QuickDash and SF-12.

The mean age at the time of surgery was 72 years (range 61-85). A total of 37 patients with a complex PHF were studied, of which 83.8% were women (31/37). Regarding stress shielding study, it occurred in 83.8% of cases. This phenomenon was more common in women (87.1%) than in men (66.67%). According to Inoue et al. (18), cortical resorption was observed in 62.2% of cases with stress shielding: Grade 0 in 9 shoulders (26.2%), Grade 2 in 2 (5.4%); Grade 3 in 3 (8.1%) and Grade 4 in 23 (62.2%). This resorption is located in Gruen's zones (16) 2 (87,1% - 27/31) and 7 (19,3% - 6/31). The pedestal sign was found in 87.1% of cases with stress shielding and spot welds in 25.8%.

Patients with stress shielding had a higher average filling ratio compared to those without although not statistically significant. Greater tuberosity position was mainly below the prosthetic tray in cases with stress shielding (61.3%) and above the tray in cases without stress shielding (66.7%) ($P < 0.05$).

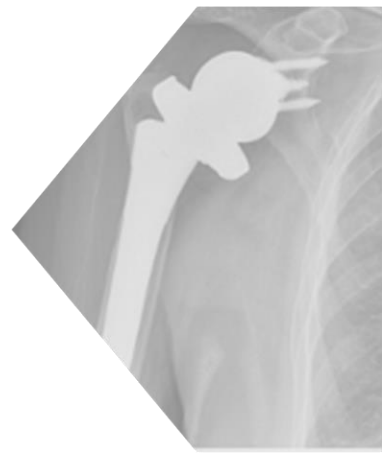
No patient had stem loosening. The mean Constant score was higher in the stress shielding group 59,45 (SD: 9,47) vs 55,83 (SD 4,4), although not statistically significant. Tuberosity healing was observed in 94.6% of shoulders (35/37).

CONCLUSIONS

In our study with a 2-year follow-up, a high incidence of stress shielding was found (83.8%) with no signs of loosening observed. Stress shielding was related to female sex (87.1% vs 66.67%) and increased mean age (72 years vs 70 years), although not statistically significant. There was no association between fracture pattern and preoperative tuberosity characteristics with stress shielding. There was a relationship between stress shielding and filling ratio, although not statistically significant. Greater tuberosity postoperative position was related to stress shielding.

Despite the high prevalence of stress shielding, a high rate of tuberosity healing was achieved, although not statistically significant. There were no differences in clinical-functional tests or quality of life outcomes between patients with and without stress shielding. Patients with tuberosity healing showed better clinical-functional outcomes although not statistically significant.

1 .INTRODUCCIÓN



1.1 Fracturas de húmero proximal

1.1.1 Epidemiología

Las fracturas de húmero proximal, suman hoy en día un 4%- 6% de todas las fracturas (19). Este tipo de fracturas tienen un aumento de incidencia en la mediana edad y vejez, probablemente debida a la osteoporosis. Esta incidencia se incrementa hasta ser la tercera causa de fractura osteoporótica no vertebral por fragilidad en el anciano y la segunda fractura más frecuente en la extremidad superior tras el radio distal (20). Se calcula que en EEUU se van a producir un aumento de un 32% de estas fracturas en 2030 (21).

La gran mayoría de fracturas de húmero proximal son tratadas conservadoramente, aunque el tratamiento quirúrgico de las fracturas complejas y fracturas-luxaciones de 3 y 4 partes del húmero proximal siguen siendo un reto para los cirujanos.

1.1.2 Etiología de las fracturas

1.1.2.1 Mecanismo

- Caídas de baja energía: pacientes ancianos con hueso osteoporótico.
- Accidentes de alta energía: más común en pacientes jóvenes.

1.1.2.2 Patología asociada a la anatomía

Factores predictores de necrosis cabeza humeral (Criterios de Hertel) (22):

- Longitud de calcar inferior a 8mm unido a la cabeza articular
- Alta complejidad de la fractura
- Desplazamiento mayor a 1cm
- Angulación superior a 45°
- Bisagra medial interrumpida

1.1.2.3 Alteraciones asociadas

- Lesión nerviosa: la más común es la del nervio axilar.
- Lesión arterial: poco común (5-6%)

1.1.3 Anatomía

A nivel **osteológico**, el húmero proximal se divide en 4 partes siguiendo los núcleos fisarios indicados por Codman(23):

- Cabeza
- Diáfisis
- Troquíter o tuberosidad grande
- Troquín o tuberosidad pequeña

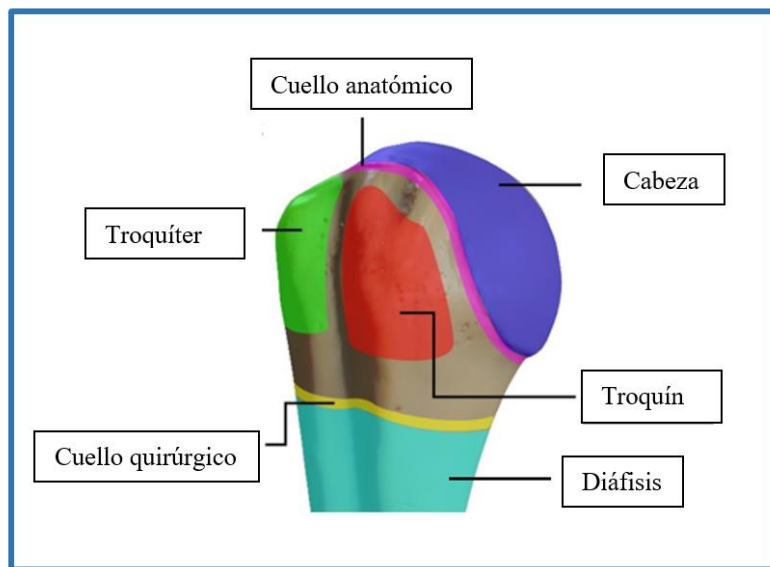


Figura 1. Anatomía ósea húmero proximal

Se diferencia el cuello anatómico que es el comprendido entre la superficie articular (representa la antigua zona fisaria) y las tuberosidades del cuello quirúrgico ubicado entre las tuberosidades y la diáfisis (zona debilitada).

A nivel **muscular** encontramos:

1-. El manguito rotador estabiliza y centra la cabeza humeral sobre la glena en la movilidad del hombro. Está formado por los músculos supraespinoso, infraespinoso, subescapular y redondo menor.

- El músculo supraespinoso es el músculo más importante de todos. Originado a nivel de la fosa supraespinosa e insertado en el troquíter, ayuda al deltoides en el inicio de la abducción y se encarga principalmente de la elevación anterior del hombro.

- El músculo infraespinoso se origina en la fosa infraespinosa y se inserta en la faceta media del troquíter. Se encarga de la rotación externa y ayuda a mantener centrada la cabeza humeral en la cavidad glenoidea escapular.
- El músculo redondo menor se origina en el borde lateral de la escápula y se inserta en la carilla inferior del troquíter. Su función también reside como en el infraespinoso en la rotación externa del brazo y a mantener la cabeza humeral centrada en la cavidad glenoidea.
- El músculo subescapular originado en la fosa subescapular e insertado en el troquíter, se encarga de la rotación interna y la aducción. También mantiene la cabeza humeral dentro de la cavidad glenoidea.

2-. Abductores:

Esta función la realiza el deltoides su origen reside en el tercio lateral de la clavícula, en el acromion y en la espina escapular y se inserta en la tuberosidad deltoidea en el húmero. Sus fibras musculares se dividen en:

- Anteriores: Realizan flexión y rotación interna del brazo.
- Centrales: Encargadas de la abducción.
- Posteriores: Su función es más dirigida a la extensión y rotación externa del brazo.

3-. Aductores

- Pectoral mayor.
- Redondo mayor.
- Coracobraquial
- Dorsal ancho.

4-. Estabilizadores de la escápula:

- Trapecio superior, medio e inferior.
- Serrato anterior.
- Romboides.
- Pectoral menor.
- Elevador de la escápula.
- Músculos escalenos.

Por lo relativo a los **ligamentos**:

- Ligamento GH superior: Restricción a traslación inferior en rotación neutra
- Ligamento GH medio: Restricción a traslación anteroposterior en abducción intermedia (aproximadamente 45°)
- Ligamento GH inferior: Restricción a traslación anteroposterior en 90° de abducción.
- Ligamento coracohumeral: de coracoides a troquíter, refuerzo intervalo rotador

Implicación **vascular**:

- Arteria circunfleja humeral anterior (gran número de anastomosis en húmero proximal).
- Arteria circunfleja humeral posterior (posiblemente la más relevante)

1.1.4 Clasificación

Múltiples clasificaciones, de las cuales destacamos:

1.1.4.1 Clasificación de Codman (23)

En 1934, Codman divide en 4 fragmentos las fracturas de húmero proximal:

- Troquíter (a)
- Troquín (b)
- Cabeza (c)
- Diáfisis (d)

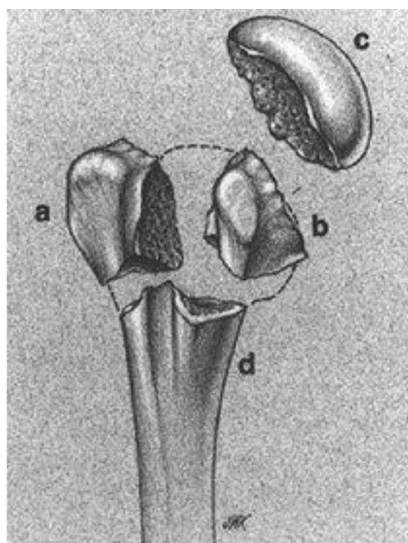


Figura 2. Fragmentos descritos por Codman.

1.1.4.2 Neer (24)

La más usada hoy en día. Se basa en la afectación del número fragmentos anatómicos descritos por Codman afectados (cabeza, troquíter, troquín y/o diáfisis), su desplazamiento lineal (más de 1cm) o con inclinación superior a 45° y la presencia o no de luxación. Delimita 16 grupos basándose en los resultados funcionales (sin relación con la vascularización como Hertel). Estos 16 grupos son los que forman el Neer Shoulder Score.

El motivo por el cual sigue siendo la clasificación más usada, es debido al estudio Proffer (realizado por el sistema nacional de salud inglés (NHS), donde vinculaban los distintos tipos de fractura con el SF-12 (físico y mental).
















	2 PART	3 PART	4 PART	
Anatomical Neck	 2			Minimal Displacement  1
Surgical Neck	 3			
Greater Tuberosity	 4	 8	 12	
Lesser Tuberosity	 5	 9		
Fracture-Dislocation	 6	 10	 13	Articular Surface  15  16
Anterior Posterior	 7	 11	 14	

Figura 3. Clasificación de Neer para las fracturas de húmero proximal.

1.1.4.3 Clasificación de Lego-Hertel (22)

Desarrollada gracias a los estudios de perfusión realizados por el mismo autor. Trata de identificar el riesgo de necrosis avascular en función del patrón de fractura, distinguiendo así 12 patrones distintos.

De este estudio se destaca que la afectación de estos parámetros aumenta el riesgo de sufrir una necrosis avascular: afectación 4 fragmentos de Codman, afectación de calcar (>8mm), desplazamiento de tuberosidades > 1cm, desplazamiento de la cabeza >2mm del borde medial, angulación de cabeza humeral >45° o una luxación articular.

Una clasificación de cara a la previsión de necrosis avascular, pero deficitaria de cara a la falta de orientación en el resultado funcional.

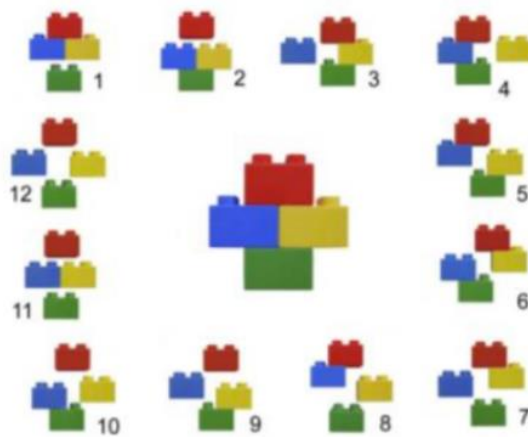


Figura 4. Clasificación de Hertel (Lego) para las fracturas de húmero proximal.

1.1.4.4 AO / OTA (25)

Organiza las fracturas en 3 grupos principales y distintos subgrupos según la zona fracturada, la afectación del cuello quirúrgico y la presencia de luxación. Destaca su simplicidad y alta posibilidad de estandarización.

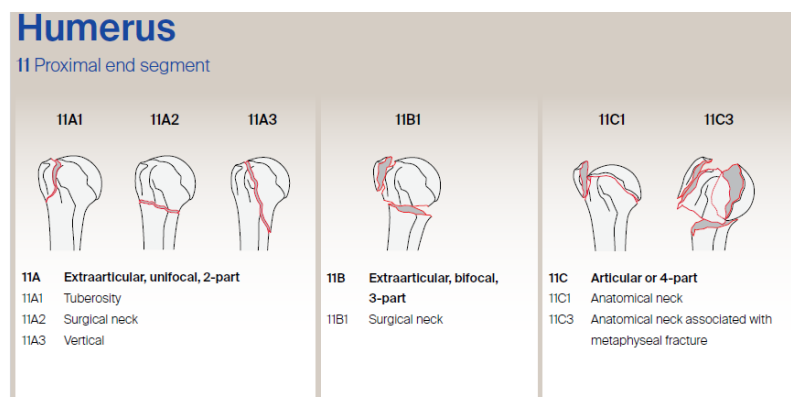


Figura 5. Clasificación AO para las fracturas de húmero proximal.

Esta intenta vincular los criterios de necrosis avascular (Hertel), con el sistema de fragmentos de Neer. Posiblemente en el futuro podría aumentar su uso para adoptar una clasificación universal.

Resta pendiente de especificar el desplazamiento de las fracturas (no definido) y lo más importante, vincular esta clasificación con una correlación clínica.

1.1.4.5 Protocolo de lectura de imágenes (26)

Mora et al. realizan este protocolo de lectura de imágenes donde se definen y evalúan todas las características que se consideran relevantes de la fractura (17 ítems) para la definición o el tratamiento de estas y se integran en 4 grupos según:

- Relación cefalo-diafisaria.
- Relación cefalo-tuberositaria.
- Relación cefalo-glenoidea (Orientación y stock óseo).
- Número de partes (Neer) y número de fragmentos (Codman).

Group	Parameter
Cephalodiaphyseal relationship	Nonimpacted/impacted† No displacement/displacement† Lateral/medial/without displacement† Varus/valgus/without displacement† Associated metadiaphyseal fractures† Preservation of internal fulcrum†
Cephalotuberosity relationship	No displacement/displacement† Lesser tuberosity (≥ 10 mm)† Greater tuberosity (≥ 5 mm)† Large/small (≥ 3 cm)† Narrow/wide (≥ 1 cm)† Comminuted/whole†
Humeral head	Cancellous bone stock† Good/adequate/deficient Articular surface fractures† Impression/split fractures
Fracture fragment description	Number of fragments† Number of parts† Extraarticular/articular fractures*

*Analyzed only in the interobserver study; †Analyzed in this study (interobserver and intraobserver)

Figura 6. Protocolo de lectura de imágenes para FHP.

En este protocolo se analiza el troquíter y se definen sus características por primera vez: Íntegro/Conminuto, Grande/Pequeño, y se estipulan las medidas de cada una de ellas.

1.1.5 Presentación

1.1.5.1 Síntomas

Paciente con dolor e inflamación, asociada a una restricción de movilidad.

1.1.5.2 Exploración física

- Posibilidad de hematoma en tórax y en brazo (asociado hematoma axilar: Hennekin, o asociado a hematoma en cara anterior deltoidea: signo Leo Matti).
- Posibilidad de afectación nervio axilar (lesión más frecuente) que condicionaría el uso de una PTI debido a la pérdida de función del deltoides.
- Lesión arterial.
- Descartar otras afectaciones.

1.1.6 Pruebas complementarias

1.1.6.1 Radiografías

- Proyección AP rotación neutra se consigue proyectando una angulación de unos 30-40° de medial a lateral y una angulación de unos 15° de craneal a caudal
- Proyección Neer ("Y" escapular o perfil escapular) con una angulación tangencial al eje escapular y con unos 20° de angulación cráneo-caudal o axilar.
- Proyección axilar.

1.1.6.2 Tomografía computarizada

Indicada para la valoración definitiva si hay dudas de la afectación y estado de cabeza humeral / tuberosidades y para el estudio del tratamiento quirúrgico.

1.1.6.3 Resonancia magnética

Rara vez indicada. Nos daría información sobre la afectación del manguito rotador.

1.1.7 Tratamiento

La mayoría de FHP tienen un manejo conservador. Fracturas con poco desplazamiento, sin afectación de la cabeza humeral o en pacientes no candidatos a cirugía son tributarios a plantear este tratamiento.

Dentro de los tratamientos quirúrgicos, se plantean muchas opciones, entre ellas: Reducción y síntesis (agujas de Kirschner, Enders (Toulouse), clavos humerales

o placas específicas) o la artroplastia (hemiartroplastia o la prótesis total invertida) que más adelante exploraremos con más profundidad.

La osteosíntesis es una opción de tratamiento, pero siempre teniendo en cuenta que las fracturas del húmero proximal en gente mayor tratada con esta técnica pueden conllevar un aumento significativo de la tasa de necrosis avascular entre otras complicaciones (27).

El tratamiento protésico inicial de estas fracturas se realizaba con prótesis parciales. Estas presentaron una alta tasa de complicaciones en relación con la consolidación de las tuberosidades y se observó los resultados de las mismas no eran siempre reproducibles (26,28–31).

En los últimos años, las PTI han alcanzado un papel preponderante en el tratamiento de las fracturas complejas y fracturas-luxaciones de 3-4 partes del húmero proximal, por encima de las prótesis parciales al proveer resultados más previsibles y aparentemente con menor dependencia de una consolidación de tuberosidades (32–37).

1.2 Prótesis total invertida

1.2.1 Epidemiología e historia

Debido a que las prótesis totales de hombro (PTH) previamente no daban respuesta a los pacientes con afectación del manguito, surgió en 1970 una nueva versión de prótesis diseñada por Neer, donde diseñó 3 modelos (Mark I-II-III) (38).

Estos diseños fracasaron debido a que eran exageradamente constreñidos (entre otros factores, presentaban un aumento del offset lateral) y esto resultaba en aflojamientos del componente glenoideo y rotura de los implantes. Después de estos resultados, tardarían unos años en rediseñarla.

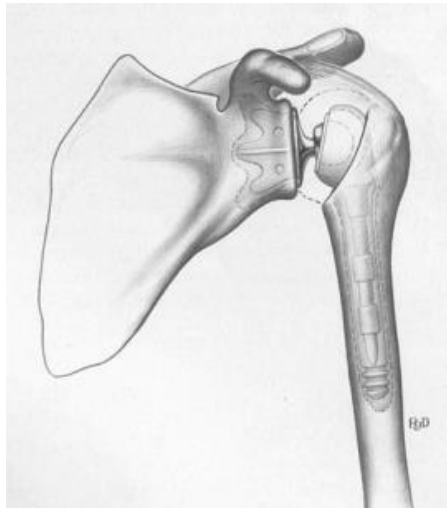


Figura 7. Diseños iniciales creados por Neer - Mark III.

Nuevos modelos de PTI se reformularon en los 70, donde los defensores de la PTI defendían que este diseño aseguraba una ganancia de movilidad y de fuerza sin aumentar el riesgo de luxación ni aflojamiento, con nuevos diseños de anclaje glenoideo.

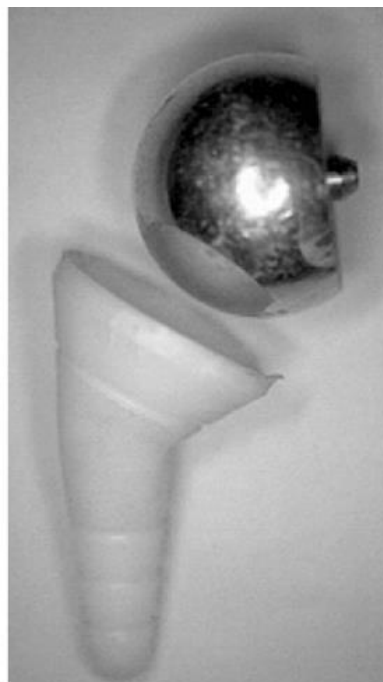
Pero no fue hasta 1985 cuando Grammont revolucionó el diseño, hasta llegar a las variantes que usamos hoy en día (39).

Sus diseños se basaban en 4 pilares:

- 1-. Diseño estable, basándose en un tipo de prótesis semiconstreñida.
- 2-. El centro de la esfera deberá estar en la zona glenoidea.
- 3-. Centro de rotación medial y distalizado.
- 4-. La parte que soporta la carga debe ser convexa y la parte donde se apoya debe ser cóncava.

La primera variante fue la Trompette, formada por dos componentes: una glenosfera formada por 2/3 de esfera unida a una metaglena cementada a la escápula (lateral a la superficie glenoidea) y un vástago formado por un polietileno cóncavo cementado en el húmero.

Figura 8. Primer diseño Trompette de Grammont.



De estas variantes iniciales derivó en 1991 a la segunda generación de las prótesis de Grammont: la Delta III. Reconvirtió la $\frac{2}{3}$ de esfera a la $\frac{1}{2}$ de la esfera, logrando así mantener el centro de rotación a nivel de la glena.

Estaba formada por 5 componentes: metaglena recubierta de hidroxiapatita con tetón central (posibilidad de colocación 4 tornillos), glenosfera roscada sobre el tetón central de la metaglena, polietileno, cuello humeral y el vástago inicialmente liso (cementado) o y más tarde también recubierto por hidroxiapatita. Un diseño Inlay con osteotomía humeral a 155° .

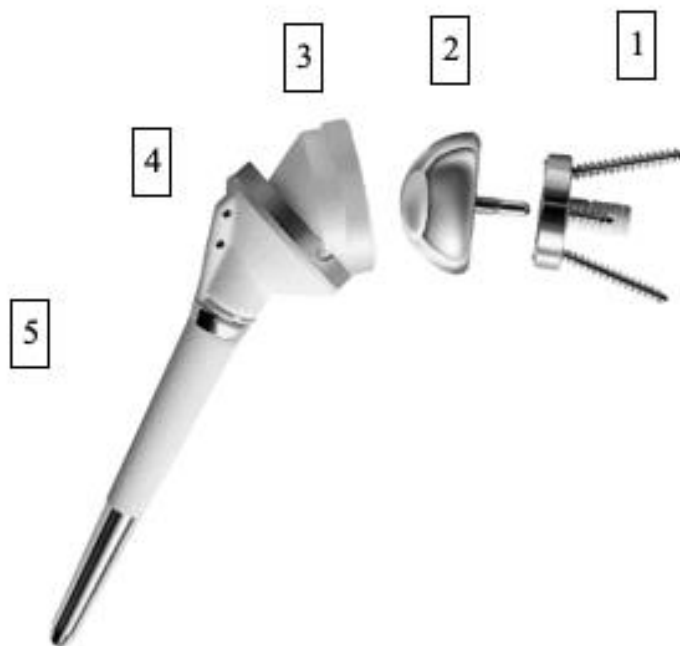


Figura 9. Modelo Delta III de Grammont. 1. Metaglena. 2. Glenosfera. 3. Polietileno. 4. Cuello humeral. 5. Vástago.

La tercera generación de la prótesis de Grammont surge en 1994 con variaciones a nivel del vástago humeral (Delta Xtend).

A partir de este modelo han derivado muchos otros con mejoras en distintos aspectos. Las más destacables son la variación en el ángulo de la osteotomía humeral, que actualmente está entre los 135° - 145° y la lateralización de la prótesis que puede darse tanto en la glenosfera como en el húmero o en ambos.

1.2.2 Biomecánica

El éxito de esta prótesis recae en la modificación del centro de rotación a una posición fija distalizada y medializada.

Consta con el mismo radio de curvatura en la bandeja y en la glenosfera que mantiene el centro de rotación y constriñe el constructo.

Como su diseño usa una hemiesfera, localiza el centro de rotación en la interfase hueso-implante que transforman las fuerzas de rotación y cizallamiento en compresión, dando estabilidad a la prótesis.

De esta manera, el deltoides intenta suplir la función del manguito realizando así elevación y abducción del hombro. En menor medida también incide en las rotaciones.

El deltoides supe correctamente en parte la función del músculo supraespinoso e infraespinoso. No es capaz de suplir la función en los pacientes que tienen afectado el redondo menor, siendo así sus resultados más insatisfactorios (40,41).

En estos casos más complejos hay que plantear asociar otras técnicas quirúrgicas para cubrir este déficit de rotación externa, así como modificar la retroversión humeral o asociar una transposición de dorsal ancho con o sin asociación de redondo mayor (42,43).

1.2.3 Indicaciones

La PTI tiene varias indicaciones no traumáticas, tales como las rupturas masivas de manguito rotador, la artrosis secundaria a roturas masivas, la artrosis primaria en pacientes ancianos y deterioro del manguito o alteraciones en la retroversión de la glena, los tumores o los recambios de osteosíntesis/artroplastias previas entre otras.

Respecto a la temática actual, indicamos esta prótesis en pacientes con una fractura compleja de húmero proximal en 3 o 4 fragmentos en pacientes mayores y en fracturas con una afectación de la cabeza humeral (*Split fracture*).

Será imprescindible que el paciente tenga un stock óseo suficiente en la glena para el implante de la metaglena y que haya una correcta función del nervio axilar (músculo deltoides).

1.2.4 Contraindicaciones

Entre las contraindicaciones consta la falta de función en nervio axilar o en músculo deltoides, déficit óseo en glena, una infección o un paciente no tributario a cirugía.

1.2.5 Complicaciones

- Scapular notching: Erosión en el cuello inferior de la glena debido a al contacto con el componente humeral en la aducción de la extremidad.

Complicación que ocurre en un alto porcentaje de las prótesis tipo Grammont. Su incidencia puede verse disminuida con la lateralización de la glenosfera (o el aumento de esta), con un tilt inferior, y con un aumento de overhang del componente glenoideo.

- Luxación: Su incidencia es del 2%, habitualmente de forma temprana. Los factores de riesgo son entre otros la imposibilidad para resuturar el tendón subescapular (en prótesis de 155°), un recambio protésico, una luxación previa glenohumeral o una pérdida de stock óseo proximal humeral asociado a pérdida de partes blandas.
- Aflojamiento de la glena o del componente humeral.
- Infección: Esta complicación muestra una incidencia de entre un 1-2%. Los gérmenes más frecuentes son el *Cutibacterium acnes* y la familia de los Estafilococos. Esta puede verse incrementada en la cirugía realizada tras una fractura.
- Fractura acromion o espina escapular: Esta complicación ocurre de manera más frecuente en mujeres, estadios avanzados de osteoporosis y lateralizaciones y descensos importantes del centro de rotación que implican gran tensión del deltoides.
- Lesión nervio axilar: Su incidencia ronda el 0,5-1% tras una PTI. Merece la pena recordar que la incidencia de una lesión del nervio axilar en contexto de una FHP se encuentra entre el 5-6% de los casos. El abordaje anterosuperior es un factor de riesgo de esta lesión, aunque en la mayoría de las ocasiones esta se va a presentar como una neuroapraxia.

1.2.6 Prótesis invertida en la fractura de húmero proximal

La primera indicación de la prótesis invertida fue para pacientes con artrosis secundaria a rotura masiva del manguito rotador o con roturas masivas del manguito. Más

adelante, se amplía su indicación al tratamiento de fracturas como hemos comentado en el apartado de fracturas, ya que, respecto a la hemiartroplastia, ésta dependía en menor medida de la consolidación de las tuberosidades.

En general, la indicación clásica para las fracturas era la utilización de vástagos cementados, ya que se asumía que delante de un tipo de paciente con un hueso osteoporótico y con una afectación metafisaria por la misma fractura, podría aumentar el riesgo de una fractura periprotésica o de un aflojamiento del vástago entre otras complicaciones.

También es cierto que el uso de cemento incrementa el tiempo quirúrgico, pueden conllevar un recambio complejo del vástago y un aumento de los riesgos derivados del uso del cemento (44–47).

Se diseñaron modelos de prótesis invertidas con vástagos no cementados para casos de patología degenerativa, obteniendo una correcta integración del vástago y unos correctos resultados funcionales (47).

Estos presentan un diseño en el que se podría permitir un anclaje sólido en el húmero a pesar de la existencia de una fractura de las tuberosidades, así como facilitar la síntesis de estas (8).

En los últimos años se han incrementado los estudios que plantean la resolución de este tipo de fracturas con un vástago no cementado (37,48,49), aunque pocas son las publicaciones en las que se comparen estos vástagos en contexto de fracturas, la mayoría son con series cortas de pacientes, con un seguimiento corto, tratando fracturas agudas y crónicas sin diferenciación y empleando distintos tipos de implantes (6,7,50).

Para tratar la FHP con un vástago no cementado, se diseñaron vástagos humerales específicos para fracturas para facilitar la síntesis de las tuberosidades, algunas con agujeros en la zona lateral o con orificios metafisarios para una mejor consolidación tuberositaria. A pesar de que hay artículos que reflejan unos mejores resultados con el vástago específico para fracturas (51,52), encontramos otros donde no queda tan clara esta superioridad (53–55), incluso alguno le atribuía una mejor

elevación anterior al vástago convencional (aunque también explican que esto puede haber sido debido a un sesgo de seguimiento) (54).



Figura 10. Vástago específico para fracturas del sistema Comprehensive (Zimmer Biomet ®).

Como la PTI con vástago estándar tuvo correctos resultados en pacientes con una rotura masiva del manguito, al inicio se asumió que las tuberosidades no tenían un papel tan crucial en las fracturas y se podía ampliar su uso al campo traumático (6,56).

En la literatura encontramos una gran variabilidad con la consolidación tuberositaria en las PTI, que puede variar del 37% apreciado por Chun et al (57) a más del 80% (58).

En estudios posteriores, a pesar de haber habido cierta controversia, se ha visto que la sutura de estas frente a la no sutura o la escisión de las mismas, está relacionado con una mejor elevación anterior y rotación externa, incluso con mejoras en el Constant (7,12,58).

El uso del vástago estándar no cementado en fracturas parece incrementar el stress shielding radiológico, siendo valorado en los estudios de manera poco objetivable y reproducible. En este estudio se analiza en profundidad este fenómeno.

1.3 Stress shielding

1.3.1 Etiología ¿Por qué se produce este fenómeno?

Dado que la prótesis invertida es un tipo de prótesis constreñida, esta incrementa el estrés en la estructura ósea humeral.

El componente protésico “blinda” la parte ósea proximal del húmero de su carga habitual, ya que tiene un módulo de elasticidad menor que el del hueso proximal (Ley de Wolff (2)), provocando así un constructo muy rígido que podría conllevar signos de remodelación ósea, tales como reabsorciones óseas, líneas de condensación (signo del pedestal) o spot welds. Otras teorías se enfocan en que una fijación distal indicaría una falta de carga proximal ósea que podría provocar estos signos de remodelación (1).

Todos estos signos de remodelación los entendemos como stress shielding.

La problemática de este hallazgo es que hay estudios en los que no se estudia o no se aprecia este fenómeno, y otros en los que su afectación puede llegar a porcentajes muy relevantes.

El mecanismo exacto por el que se realiza esta adaptación ósea no está del todo claro, pero se cree que el estímulo o la carga que recibe un osteocito, puede ayudarle a diferenciarse en un osteoblasto y aumentar una actividad blástica y viceversa (59).

Los osteocitos tienen un papel muy importante en la mecanosensación gracias a su capacidad de regulación de la estructura y la masa ósea. Estos tienen la capacidad de controlar la actividad de osteoblastos (derivados de las células mesenquimales son formadores óseos) y osteoclastos (los encargados de la reabsorción ósea).

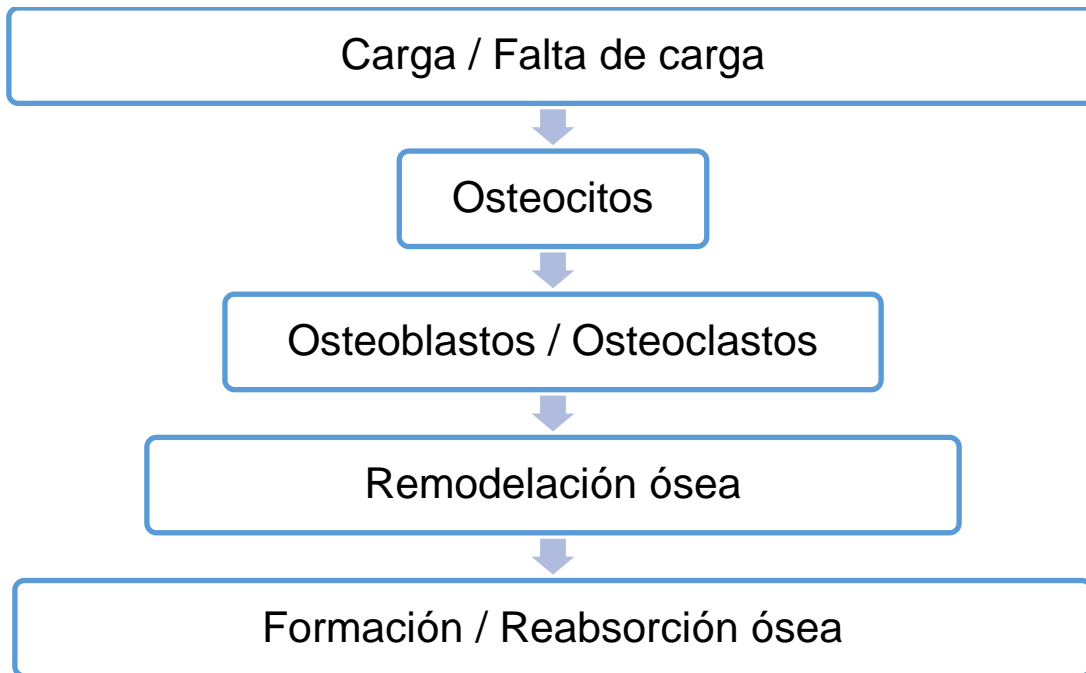


Figura 11. Mecanosensación

La remodelación ósea es necesaria para la reparación de hueso dañado. Este equilibrio reside en un balance entre la función que realizan los osteoclastos y la que realizan los osteoblastos. Es decir que se va a reabsorber o a adelgazar la cortical en un húmero que no realiza carga (zona protegida de estrés) y se formará un hueso más denso donde las cargas sean superiores a las habituales (60).

Esta remodelación va correlacionada directamente con el módulo de Young (módulo elástico); una característica intrínseca de los materiales y elementos biológicos. La diferencia que encontramos entre el módulo que presenta un componente protésico y el módulo del hueso cortical, puede provocar una reabsorción ósea, un adelgazamiento, un empeoramiento de la calidad ósea, hasta incluso un aflojamiento o una fractura periprotésica.

La menor carga que presenta el hueso en el húmero proximal tras la implantación de una prótesis también está relacionada con la proporcionalidad estructural de relleno que presente la prótesis, es decir que, a mayor ocupación de canal, mayor filling ratio y mayor será la reabsorción ósea colindante proximal.

Inicialmente este hallazgo se describió en el fémur con la prótesis total de cadera (61), donde ya se describe que este podía derivar en una revisión protésica o en una fractura periprotésica (62,63).

Ha habido un incremento de artículos que aprecian un aumento de stress shielding y osteólisis en la prótesis total invertida no cementada (64).

Los efectos de estos hallazgos radiológicos aún no están muy estudiados en la indicación de una prótesis total invertida en contexto de una fractura de húmero proximal.

La afectación clínica se ha estudiado en el contexto de la prótesis total de cadera sin una clara modificación en los estudios clínico-funcionales, aunque sí que se han descrito complicaciones (65,66). Así mismo, muy pocos son los estudios que han estudiado el efecto del stress shielding y menos en el contexto traumático. Tampoco hay estudios en fracturas que estudien este fenómeno con relación a test clínico-funcionales y de calidad de vida.

1.3.2 Epidemiología

1.3.2.1 Factores biológicos

Todavía hay pocos estudios que certifiquen la relación que pueda tener este efecto con los factores biológicos. Los siguientes expuestos han sido vinculados con la aparición de stress shielding:

- Edad (Pacientes mayores de 65 años) (67,68)
- Sexo femenino (69)
- IMC más bajos (69)
- Osteoporosis (1)
- Artrosis secundaria (70)

Aunque no esté estudiado y para próximos trabajos merecería la pena la evaluación del tabaquismo o enfermedades asociadas para entender mejor este proceso.

1.3.2.2 Factores mecánicos

Los siguientes son los factores identificados que se relacionan con este fenómeno:

- Prótesis no cementada (4,71). Ya en estudios previos realizados con prótesis totales de cadera se apreciaba que la repartición de fuerzas en una prótesis cementada era más uniforme que en la opción no cementada. Este fenómeno provoca una distribución de fuerzas que será mucho más focal en la prótesis no cementada facilitando la visualización de cambios radiográficos. De manera añadida los vástagos no cementados acostumbran a ser de mayor tamaño.
- PTI tipo Onlay (72).
- Vástago cilíndrico (73) .
- Vástagos largos (>83mm) (5,74).
- Recubrimiento total de hidroxiapatita(HA) (75). En la superficie protésica se usan métodos de *sandblasting* (alteración de la superficie protésica con partículas abrasivas que se proyectan a presión, aumentando la rugosidad de la superficie) o con el *plasma spray* donde se pulveriza en la mayoría de los casos hidroxiapatita (una cerámica fosfocálcica que estimula la formación ósea, acelera la fijación del implante al hueso y reducen el riesgo de liberación de partículas de los implantes). Esta hidroxiapatita irá desapareciendo gradualmente con la remodelación ósea. Se ha demostrado que un recubrimiento total del vástago con HA aumenta el riesgo de stress shielding.
- Morfología: componente metafisario >44mm de diámetro (74).
- Diseño protésico del vástago semiangulado (76).
- Aleaciones conTi6Al4V(77); por el contrario, el uso de Ti-33.6Nb4Sn (TNS) (78) o el polímero PEEKTM (polieteretercetona) (79) ha demostrado reducir esta tasa de stress shielding con la prótesis total de cadera.
- Aleaciones de CrCo (descrito en el vástago femoral) (80).

- Mayor filling ratio, superior a 0.6-0.8 (67,81).
- Scapular notching (4,82): el debris ocasionado del polietileno se sospecha como agente lesivo que puede provocar una reabsorción ósea.
- La señal mecánica puede variar en el tiempo si cambia la actividad del paciente, al igual que esta puede variar por señales no mecánicas del implante (productos de desgaste o de corrosión).

1.3.3 Presentación

- Síntomas: No identificados hasta el momento, podría provocar dolor.
- Examen físico: No identificado hasta el momento, podría alterar la movilidad.

1.3.4 Pruebas complementarias

Su estudio se realiza con radiografías. También se puede complementar el estudio con una Tomografía Computarizada (TC).

1.3.5 Evaluación

Evaluaremos al stress shielding en función de los signos de remodelación: reabsorción de cortical, líneas de condensación (signo del pedestal) o spot welds.

1.3.5.1 Reabsorción de cortical

1.3.5.1.1 Localización

Son varias las clasificaciones que se han planteado para localizar este fenómeno. A nuestro entender, la clasificación de Gruen (16) (adaptada al hombro por Melis et al. (17)) permite discernir muy bien las zonas periféricas al vástago, diferenciando bien la zona de troquíter y de calcar, así como las zonas medial, lateral y en punta de vástago.

Básicamente encontramos afectadas dos zonas:

- Stress shielding lateral (zona 2 de Gruen).

- Stress shielding medial (calcar o zona 7 de Gruen).

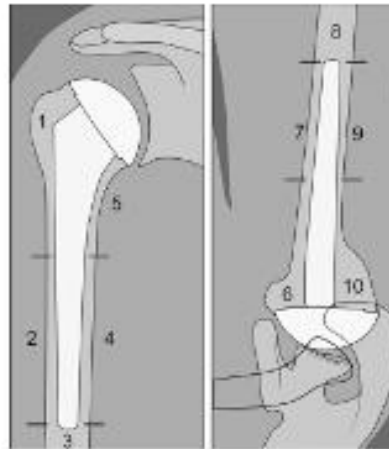
Hay distintas clasificaciones que intentan estudiar este fenómeno. Entre ellas la descrita por Nagels et al. (1), que define las zonas lateral y medial (cada una de ellas dividida en dos zonas: 1 o 2 en función de si es proximal o distal), pero cuesta definir el límite u objetivar una afectación en troquíter, calcar o en punta de vástago.



NAGELS



GRUEN – ADAPTADA por MELIS



DENARD (AP y axilar lateral)

Figura 12. Clasificaciones para la localización del stress shielding.

Otra clasificación es la descrita por Denard et al. (64) en la prótesis anatómica, que evalúa 5 zonas (divide las zonas medial y lateral por la mitad del vástago y la zona distal a este), de manera similar a como lo describe Gruen, pero no distingue ni entre zona I y zona II de Gruen donde se encuentra habitualmente el stress shielding lateral, ni entre las zonas 6 y 7 de Gruen (donde se halla el stress shielding medial) y esto podría dar lugar a errores en su evaluación.

1.3.5.1.2 Grados de reabsorción cortical

Encontramos distintas clasificaciones para evaluar este fenómeno. En el transcurso de este trabajo usamos la creada por Inoue et al. (18), ya que creemos que nos permite describir de manera más precisa este hallazgo.

Clasificación de Inoue et al. para la reabsorción ósea	
Grado 0	Sin cambios, no hay reabsorción cortical.
Grado 1	Signos de osteopenia.
Grado 2	Adelgazamiento de <50% del grosor de la cortical.
Grado 3	Adelgazamiento de >50% del grosor de la cortical.
Grado 4	Reabsorción completa de la cortical.

Tabla 1. Clasificación reabsorción ósea según Inoue et al.

Otra clasificación es la que usaron Kramer et al. (5) donde distinguen únicamente dos grados, el grado 1 sería una reabsorción parcial de la cortical y el grado 2 una reabsorción completa.



Figura 13. Reabsorción de la cortical.

1.3.5.2 Otros signos de remodelación

1.3.5.2.1 Líneas de condensación (signo del pedestal).

Apreciamos una esclerosis en la punta del vástago protésico (situado en zona 4 de Gruen).

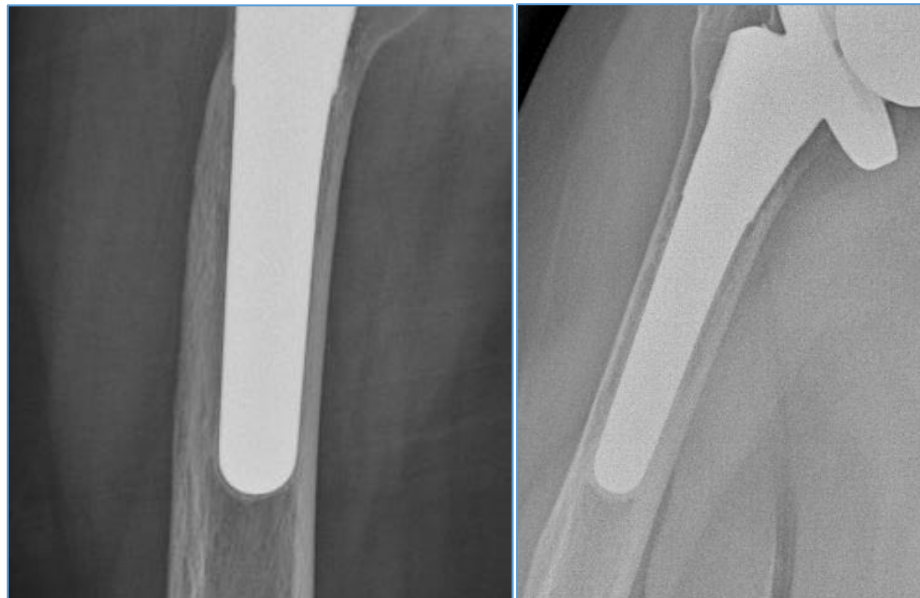


Figura 14. Líneas de condensación.

1.3.5.2.2 Spot welds (puntos de soldadura)

Apreciamos estos puntos de soldadura frecuentemente en el tercio distal protésico (situados en zonas 3,4 y 5 de Gruen).

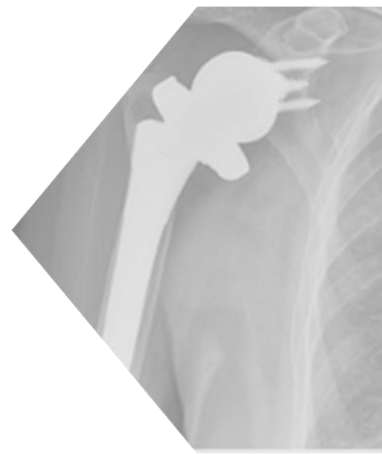


Figura 15. Spot welds.

1.3.6 Repercusión clínica

Por el momento no se ha demostrado que el stress shielding apreciado en una PTI implantada en contexto traumático implique una relevancia clínica. En este estudio tendrá una dedicación especial.

2 .JUSTIFICACIÓN DEL TRABAJO



El interés de este estudio recae en evidenciar la tasa de aparición del stress shielding a los dos años postoperatorios en pacientes que presentaron una fractura de húmero proximal compleja y habían sido tratados con una prótesis total invertida con vástago anatómico no cementado de anclaje metafisodiafisario proximal.

Con estos resultados, valorar las posibles correlaciones que se puedan establecer con otros hallazgos radiológicos, destacando la consolidación tuberositaria, o con un eventual aflojamiento protésico.

También correlacionaremos el stress shielding, el aflojamiento del vástago y la consolidación de tuberosidades con una posible afectación clínico-funcional o de calidad de vida.

El stress shielding toma importancia en la actualidad y todavía no se ha evidenciado una clara relación de este hallazgo con una alteración en los resultados clínicofuncionales ni de calidad de vida en los pacientes que han sufrido una FHP y son intervenidos con un PTI no cementada de anclaje metafisodiafisario proximal.

Ha habido una evolución en el uso de distintas PTI en el contexto de fracturas, iniciando con las prótesis cementadas, posteriormente con las no cementadas con vástago específico para fracturas y la tendencia actual en el uso de las PTI con vástago no específico.

Los resultados obtenidos nos pueden ser de ayuda de cara a planificar si este es un tratamiento idóneo respecto a los resultados que encontramos a en la literatura con otro tipo de prótesis o con otro tipo de técnica quirúrgica.

3 .HIPÓTESIS DEL TRABAJO



3.1 Hipótesis primaria

3.1.1 Hipótesis primaria nula

Los pacientes que presentan stress shielding tras ser intervenidos de una fractura de húmero proximal compleja con una prótesis total invertida con vástago no cementado, presentan unos resultados en los test clínico-funcionales y de calidad de vida **no satisfactorios** con un seguimiento de 2 años.

3.1.2 Hipótesis primaria alternativa

Los pacientes que presentan stress shielding tras ser intervenidos de una fractura de húmero proximal compleja con una prótesis total invertida de vástago no cementado, presentan unos resultados en los test clínico-funcionales y de calidad de vida **satisfactorios** con un seguimiento de 2 años.

3.2 Hipótesis secundaria

3.2.1 Hipótesis secundaria nula

Los pacientes con una fractura de húmero proximal compleja tratada con una prótesis total invertida con vástago no cementado, presentan un aflojamiento **superior** al 10%.

3.2.2 Hipótesis secundaria alternativa

Los pacientes con una fractura de húmero proximal compleja tratada con una prótesis total invertida con vástago no cementado, presentan un aflojamiento **inferior** al 10%.

4. OBJETIVOS DEL TRABAJO



4.1 Objetivo principal

Analizar la correlación entre el *stress shielding* apreciado en los pacientes intervenidos con una prótesis total invertida en contexto de una fractura de húmero proximal y los resultados clínico-funcionales y de calidad de vida obtenidos a los 2 años de seguimiento.

4.2 Objetivos secundarios

1. Analizar el aflojamiento en el vástago no cementado de anclaje metafisodiafisario proximal de una prótesis total invertida en el contexto de una fractura de húmero proximal compleja.
2. Analizar la correlación entre el *stress shielding* apreciado en los pacientes intervenidos con una prótesis total invertida en contexto de una fractura de húmero proximal y los resultados epidemiológicos y radiológicos obtenidos a los 2 años de seguimiento.
3. Analizar la correlación entre la consolidación de tuberosidades obtenida en los pacientes intervenidos con una prótesis total invertida no cementada en contexto de una fractura de húmero proximal compleja y los resultados clínico-funcionales y de calidad de vida.

5 .*MATERIAL Y MÉTODOS*



5.1 Diseño del estudio

Estudio ambispectivo descriptivo transversal de los pacientes con fractura de húmero proximal intervenidos de prótesis total invertida con vástago anatómico no cementado de forma consecutiva en el Hospital de Terrassa (CST) desde noviembre de 2015 hasta febrero del año 2019.

Este estudio fue aprobado por el Comité Ético de Investigación Clínica del Hospital Consorci Sanitari de Terrassa (CEIC CST 3 febrero 2017).

5.1.1 Muestra

Durante el periodo del estudio, comprendido entre noviembre de 2015 y febrero de 2019, se intervinieron un total de 49 fracturas de húmero proximal con una prótesis total invertida. De esta muestra, 40 pacientes fueron operados de una FHP aguda con una PTI no cementada con vástago no específico de forma consecutiva en un mismo centro y por un mismo cirujano senior (J.M.G.).

Entre los 9 descartes encontramos: 3 usos de vástago específicos para fractura y 6 pacientes intervenidos por una secuela de fractura.

En nuestro hospital, las indicaciones de una PTI en fracturas de húmero proximal son:

- Fracturas complejas y fracturas-luxaciones de 3 o 4 partes en pacientes > de 70 años.
- Fracturas complejas y fracturas –luxaciones de 3 o 4 partes en pacientes < de 70 años que presenten:
 - o Mal estado general con poca colaboración para la rehabilitación post-operatoria.
 - o Complejo manguito-tuberosidades alterado (Rotura de manguito o troquíter conminuto).

- Tiempo desde la fractura a la cirugía superior o igual a 6 semanas.

Todos los pacientes incluidos en este estudio presentaron una fractura de húmero proximal y se incluyeron dentro de los criterios previos. El diagnóstico de estos se realizó con un estudio radiográfico con proyecciones AP y Outlet view para definir el patrón de fractura y la relación cefalo-diafisaria (desplazamiento angular y longitudinal, la presencia de fracturas asociadas o la afectación del fulcro interno). Si se definían 3 o 4 fragmentos de Codman se solicita la Tomografía Computerizada (TC). En la TC se estudió también el patrón de fractura, las características del troquíter (grande/pequeño, fino/grueso y conminuto/íntegro) y la objetivación de fracturas asociadas siguiendo el Protocolo de lectura de imágenes (26).

5.1.1.1 Criterios de inclusión

- Edad: todas.
- Fracturas complejas y fracturas –luxaciones del húmero proximal de 3 o 4 partes tributarias de PTI.
- Todos los pacientes intervenidos con la técnica descrita.
- Seguimiento mínimo postoperatorio de 2 años.

5.1.1.2 Criterios de exclusión

- No tener un seguimiento mínimo postoperatorio de 2 años.
- Cirugías previas.
- Fracturas húmero proximal tributarias de PTI con fracturas metafiso-diafisarias asociadas.
- Cirugías realizadas como complicación de una secuela de fractura.

5.1.1.3 Muestra final

De una muestra inicial donde se intervinieron 49 fracturas de húmero proximal con una prótesis total invertida, descartamos a 6 pacientes intervenidos por una secuela de fractura y a 3 pacientes por el uso de un vástago específico para fractura.

40 pacientes fueron operados de una FHP aguda con una PTI no cementada con vástago no específico de forma consecutiva en un mismo centro y por un mismo cirujano senior (J.M.G.) De esta muestra final, 3 pacientes fallecen antes del seguimiento a los 2 años (pérdidas 7.5%).

Finalmente, un total de 37 fracturas de húmero proximal fueron incluidos para la realización de este estudio.

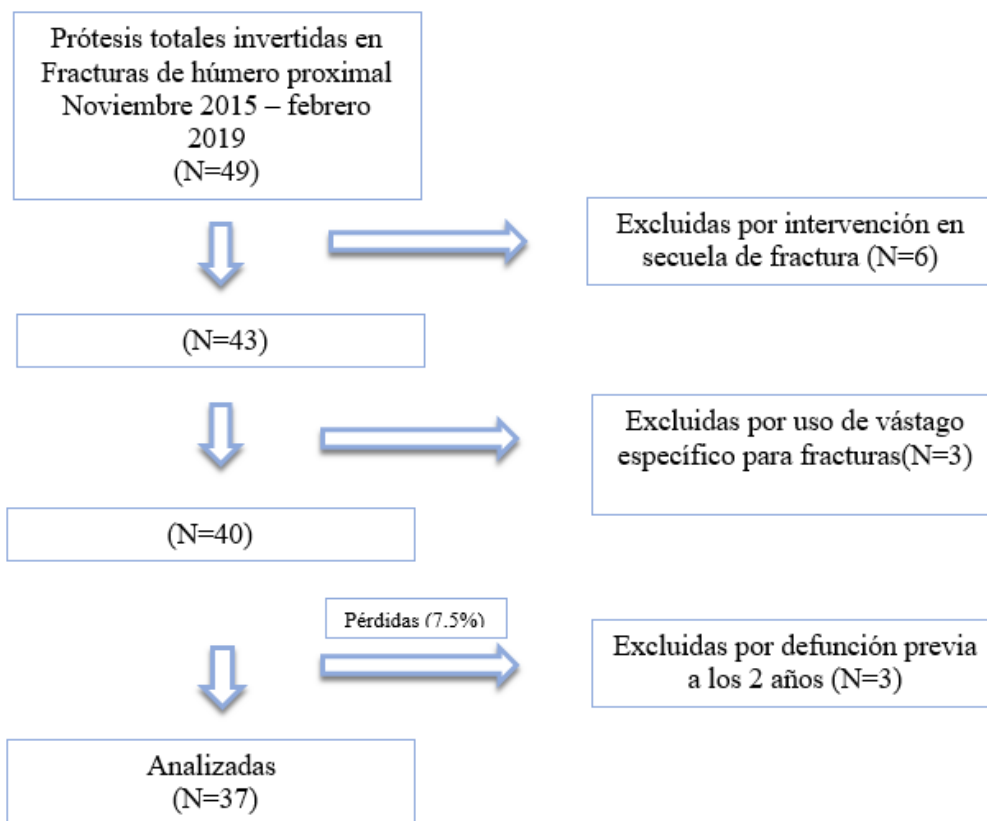


Figura 16. Diagrama de flujo de la muestra

5.1.2 Datos analizados

5.1.2.1 Estudio demográfico de la muestra

- Edad. Evaluada en años en el momento de la cirugía.
- Sexo. Hombre o mujer.
- Lateralidad de la FHP: Derecha o Izquierda
- IMC (Índice de Massa Corporal): Analizado con el curso clínico de anestesiología.

Bajo	<18,5
Normal	18,5-24,9
Sobrepeso	25-29,9
Obesidad tipo I	30-34,9
Obesidad tipo II	35-39,9
Obesidad tipo III	>40
Resultados en Kg/m ²	

Tabla 2. Índice de Masa Corporal (IMC)

- Duración de la intervención (en minutos), según el registro del informe quirúrgico.
- Infección superficial o profunda.
- Talla del vástago utilizado.

5.1.2.2 Estudio radiológico

El diagnóstico de la fractura se realizó con un estudio radiográfico con proyecciones AP y Outlet view para definir el patrón de fractura, asociado a un estudio de una Tomografía Computarizada (TC).

Las fracturas han sido clasificadas de acuerdo con la clasificación de Neer y caracterizadas con el Protocolo de lectura de imágenes.

Posteriormente se realizan radiografías en proyección Anteroposterior y en perfil escapular, seriadas en el postoperatorio: al mes, a los 3 meses, a los 6 meses y anualmente.

El estudio de la radiología fue realizado por dos cirujanos (F.G. y J.M.) entrenados específicamente para este propósito. Si había desacuerdo se repetía la evaluación hasta encontrar un consenso.

Para el estudio radiográfico se estudiaron los siguientes parámetros:

5.1.2.2.1 *Stress shielding*

5.1.2.2.1.1 Reabsorción cortical

- Localización afectación según Gruen y modificación por Melis (16):
 - Stress shielding medial (Calcar o zona 7)
 - Stress shielding lateral (Proximal lateral o zona 2) (3)

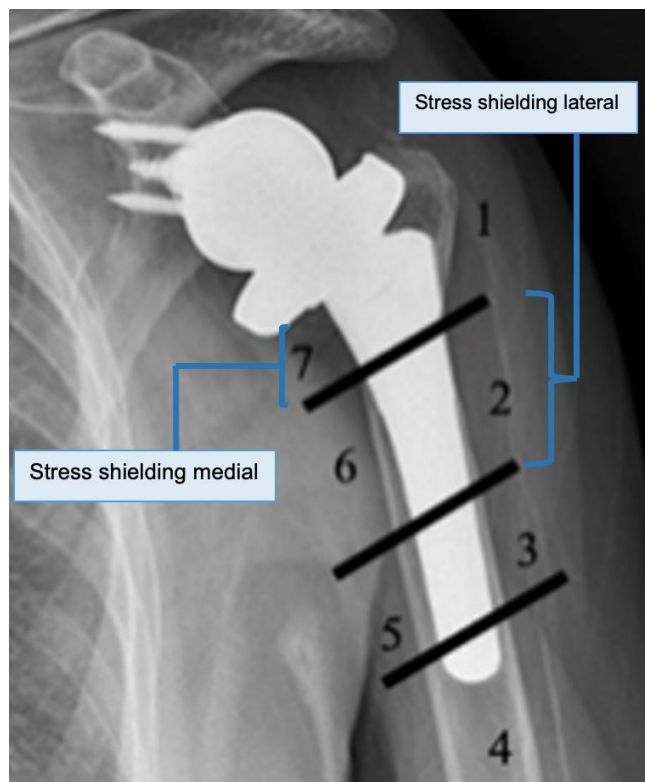


Figura 17. Localización de la reabsorción cortical.

- Reabsorción de la cortical según Inoue et al (18):

Clasificación de Inoue et al. (18) para la reabsorción ósea	
Grado 0	Sin cambios, no hay reabsorción cortical.
Grado 1	Signos de osteopenia.
Grado 2	Adelgazamiento de <50% del grosor de la cortical.
Grado 3	Adelgazamiento de >50% del grosor de la cortical.
Grado 4	Reabsorción completa de la cortical.

Tabla 3. Grados de reabsorción de cortical según Inoue et al (18).

5.1.2.2.1.2 Líneas de condensación (signo del pedestal)

Apreciamos una esclerosis en la punta del vástago protésico en la zona 4 de Gruen según definimos en el apartado 2.3.5.2.1.

5.1.2.2.1.3 Spot Welds

Apreciamos estos puntos de soldadura frecuentemente en el tercio distal protésico en zonas 3,4 y 5 de Gruen según definimos en el apartado 2.3.5.2.2.

5.1.2.2.2 Aflojamiento

- Líneas de radiolucencia en localizaciones según Gruen: 1-7. Definimos el aflojamiento si en 3 o más zonas hay líneas radioluscentes >2mm.
- Subsidence: Un cambio de >5mm marcaría un aflojamiento del vástago (83).
- Alineamiento: Si la angulación varía más de 10 grados también nos encontramos ante un aflojamiento (15).

5.1.2.2.3 Filling ratio metafisario y diafisario (%)

- Metafisario(FRmet): Relación de relleno entre la metáfisis y el componente protésico a ese mismo nivel. Haremos esta medición en la línea perpendicular al eje diafisario que cruza en el borde medial-proximal del vástago.
- Diafisario(FRdia): Relación de relleno entre la diáfisis y el 1/3 distal del vástago a ese nivel. Haremos esta medición en la línea perpendicular al eje diafisario que cruza el 1/3 distal del vástago (84).

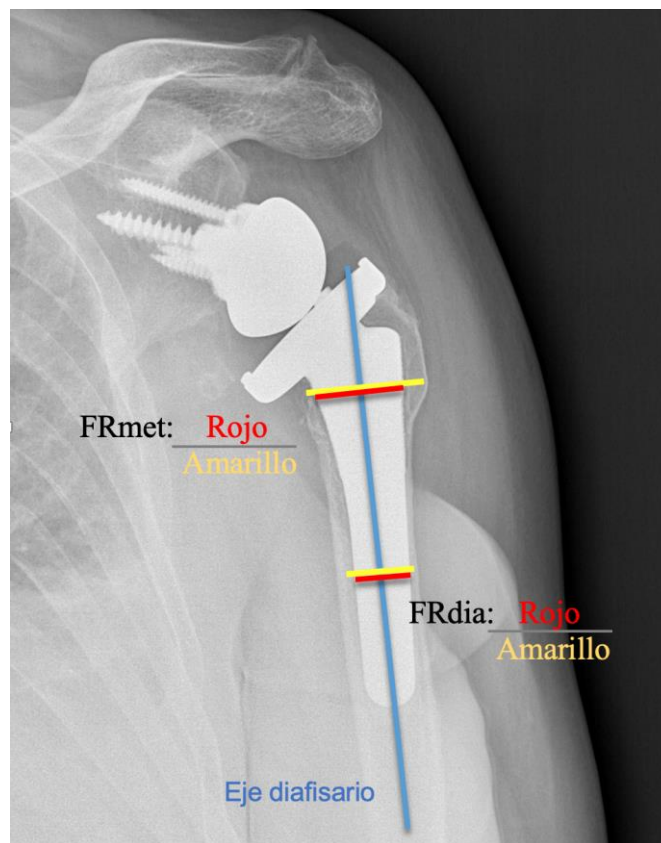


Figura 18. Cálculo del Filling ratio metafisario (FRmet) y diafisario (FRdia).

Realizamos la medición del canal respecto a la cortical interna según las directrices de Raiss (67). Posteriormente, Kramer et al. (5) comparan esta medición frente a la de Denard (64), que mide la distancia respecto a las corticales externas, y encuentran un mejor resultado predictivo para el stress shielding con la medición de Raiss.

5.1.2.2.4 Patrón de fractura inicial preoperatorio

Definido en número de partes según Neer con o sin luxación asociada (24).

5.1.2.2.5 Características del troquíter preoperatorio

Definido como grande o pequeño, conminuto o íntegro y grueso/fino, según el Protocolo de lectura de imágenes (26).

5.1.2.2.6 Posición del troquíter postoperatorio

En función de si el troquíter está debajo, a nivel o por encima de la bandeja protésica.

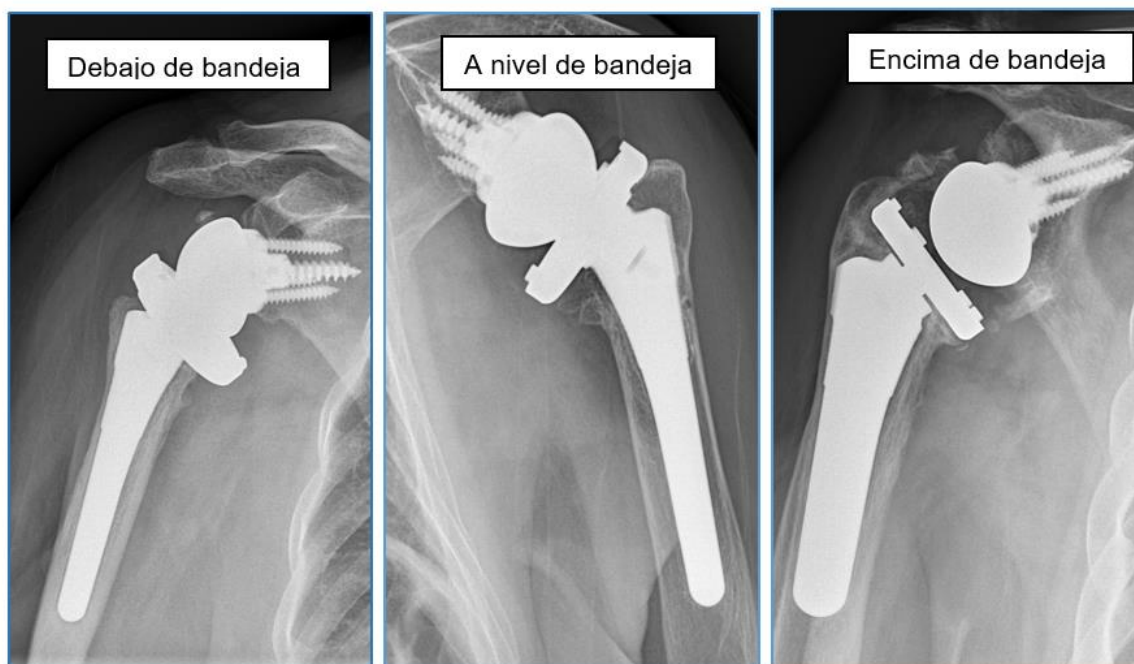


Figura 19. Localización del troquíter en función de su localización respecto a la bandeja protésica.

5.1.2.2.7 Consolidación de tuberosidades

Definiremos si hay consolidación o no, en caso negativo se distingue entre migración y reabsorción de las tuberosidades.

5.1.2.2.8 Notch

Definiremos su presencia o no. Si existe usaremos la clasificación de Sirveaux (85).

5.1.2.2.9 Osificación heterotópica

Graduación según escala Brooker modificada (86).

5.1.2.3 Estudio de la muestra con test Clínicofuncionales:

5.1.2.3.1 Constant Score (87) (Anexo III)

Originalmente publicado en 1987 en el *Clinical Orthopaedics and Related Research* y revisado posteriormente en 2008 en el *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. Una escala que evalúa el estado de un hombro. Diseñado sobre todo para el estudio de un hombro con una lesión del manguito, con una fractura o en pacientes portadores de prótesis de hombro, no así para inestabilidades.

Muestra ítems que tienen que completar el doctor y el paciente.

Escala de evaluación con puntuación máxima de 100 puntos, indicando este último valor un funcionamiento completo y sin afectación de este, que analiza 4 ítems:

- Dolor: puntuación de 0 a 15 puntos. Puntuación media entre el dolor durante la realización de actividades de la vida diaria y la media de una puntuación obtenida en una escala lineal del dolor de 0 a 15 puntos, siendo la máxima puntuación una ausencia de dolor. La mínima puntuación se atribuye a un dolor máximo y la máxima puntuación a una ausencia de este.
- Actividad: puntuación de 20 puntos. Respuesta a 4 preguntas sobre la funcionalidad del hombro en el paciente. La máxima puntuación responde a una funcionalidad completa.
- Movilidad: puntuación de 40 puntos. Se divide la puntuación entre los siguientes movimientos: Elevación anterior, Abducción, Rotación interna y externa. Así mismo, la puntuación máxima refleja una movilidad completa.
- Fuerza: puntuación de 25 puntos. Consiste en medir la fuerza del hombro analizado, realizando cinco mediciones con dinamómetro de la fuerza que puede realizar el paciente en elevación anterior. Se realiza la media de estas tomas y se multiplica el resultado por dos. La puntuación máxima correspondería a una fuerza completa.

5.1.2.3.2 ASES (88) (American Shoulder and Elbow Surgeons Shoulder Score) (Anexo IV)

Publicado originalmente en 1994 en el Journal of Shoulder and Elbow Surgery, para evaluar la situación del hombro. Formado por dos partes, una que evalúa el médico y una que se autoevalúa el paciente. Hay un apartado de dolor (7 ítems) y una sección donde se evalúan el uso del hombro en actividades del día a día. El resultado tiene un rango del 0 al 100, donde una puntuación de 0 indica la peor situación del hombro, y un 100 donde es su mejor situación.

5.1.2.3.3 Movilidad

Elevación anterior, Abducción, Rotación interna y Rotación externa.

5.1.2.4 Estudio de la muestra con test de calidad de vida:

5.1.2.4.1 VAS (Visual Analogue Scale) (Anexo VII)

Test usado por primera vez por Hayes y Patterson en 1921 (89). Es una medida unidimensional para medir la intensidad del dolor. La presentación más sencilla del VAS es una línea horizontal (pudiendo ser también vertical) de normalmente 100mm (Puede ser también de 8cm). Los extremos indican los límites del dolor, estando en la izquierda los peores valores y en la derecha los mejores.

Normalmente el paciente indica el punto de la línea donde perciben el estado actual del dolor, pero también lo puede completar el personal sanitario, siguiendo indicaciones del paciente. La medida se toma en milímetros desde el punto inicial del extremo izquierdo (escala de 0 a 100).

5.1.2.4.2 Single Assessment Numeric Evaluation (SANE)

Autovaloración del paciente sobre el resultado de la cirugía realizada donde un 0% significa una falta total de satisfacción y un 100% el estado máximo de satisfacción.

5.1.2.4.3 SF-12 (12-item Short Form Survey) (Anexo VI)

Este es un cuestionario de salud general, su primera versión fue publicada en 1995 como parte del Medical Outcomes Study (MOS). Este formato de cuestionario, deriva del original MOS 36-item Short Form Survey (SF-36). La finalidad de este cuestionario, es conseguir resultados similares al SF-36 en un menor tiempo de realización. Se obtienen dos resultados, uno mental (MCS-12) y otro físico (PCS-12). El resultado se reporta como Z-score (diferencia respecto a la media de la población general de Estados Unidos, que se considera de 50 puntos, medido en desviación estándar). La desviación estándar en la población de EUA es de 10 puntos. Estos resultados fueron evaluados en la primera publicación en 1994. Más tarde también se validó en España.

5.1.2.4.4 Quick Dash (Disabilities of the arm, shoulder and hand) (Anexo V):

Test que proviene originalmente del test de DASH (Disabilities of the arm, shoulder and hand) publicado en 1996 en el American Journal of Industrial Medicine.

Diseñado para estandarizar el estudio de lesiones y enfermedades en la extremidad superior. Posteriormente en 2005 se publicó en el Journal of Bone and Joint Surgery la versión acotada y reducida del QuickDash (90), con 11 de los 30 ítems iniciales. Al menos 10 de los 11 ítems deben ser completados con rangos que van del 0 (no afectación de la extremidad) a 100 (afectación completa de la extremidad). El instituto de Work & Health son los propietarios actuales del copyright.

5.1.3 Plazo del estudio

- Inicio del estudio: noviembre de 2015.
- Fin del estudio: febrero 2019.

5.2 Valoración inicial preoperatoria

5.2.1 Anamnesis

Historia clínica completa y evaluación de los ítems relacionados con el estudio.

5.2.2 Pruebas complementarias

5.2.2.1 Radiografías

Estudio radiográfico con dos proyecciones: Anteroposterior (AP) y Neer o perfil de escápula.

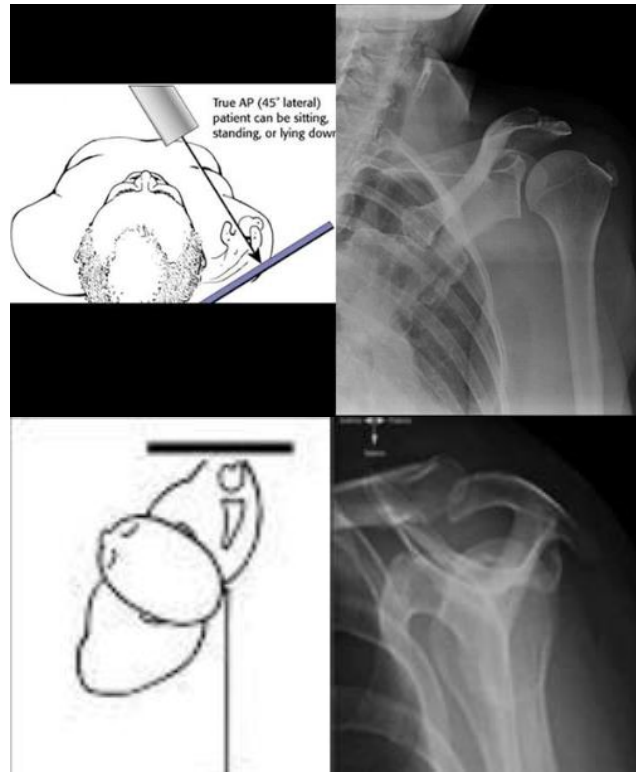


Figura 20. Proyección AP (imagen superior) y proyección perfil de escápula (imagen inferior).

La proyección en AP en rotación neutra se consigue proyectando una angulación de unos 30-40° de medial a lateral y una angulación de unos 15° de craneal a caudal.

La proyección del perfil escapular la realizamos con una angulación tangencial al eje escapular y con unos 20° de angulación cráneo-caudal.

5.2.2.2 TC

Se realizó una TC en todos los pacientes con cortes axiales, coronales y sagitales.

5.3 La cirugía

5.3.1 Modelo protésico

PTI del sistema Comprehensive de Zimmer Biomet® con vástago anatómico Mini sin cementar.



Figura 21. PTI del sistema Comprehensive (Zimmer Biomet ®)

5.3.2 Técnica quirúrgica

Bajo anestesia general y plexo braquial del hombro procedemos a la cirugía.

Colocamos al paciente en posición en silla de playa y procedemos con la asepsia y entallaje del campo quirúrgico.

La vía usada para todas las intervenciones es el abordaje deltopectoral con la misma prótesis empleada del sistema Comprehensive Mini stem (83mm de longitud, Zimmer Biomet, Warsaw, Indiana).

Se identifican las tuberosidades con puntos fijadores sobre tendón infraespinoso y tendón del músculo subescapular, se realiza la tenotomía de la porción larga del bíceps y se realiza exéresis de la cabeza humeral, se expone la glena con capsulotomía circunferencial y se coloca la Metaglena de 25mm ajustada al borde inferior de la glena con 10° de Tilt inferior. La Glenosfera de 36mm con offset inferior en C (2.5mm).

Realizamos el fresado del canal humeral y el vástago humeral anatómico es de la misma medida que el tamaño de la última fresa utilizada. Tomaremos como referencias el calcar, una reconstrucción de las tuberosidades y si no fuera posible, se toma como referencia la inserción del músculo pectoral.

Usaremos la bandeja standard y polietileno a demanda. Reducción de la prótesis y comprobación de estabilidad.

Para el cierre, se realiza una sutura de tuberosidades con 3 puntos intertuberositarios y 2 puntos tubero diafisarios sobre dos orificios diafisarios, utilizando suturas de alta resistencia. Limpieza final con suero fisiológico. Cierre por planos. Piel con grapas. Colocación de cabestrillo + cincha antirotatoria.

5.4 RHB postoperatoria

Inmovilización inicial con el cabestrillo y cincha antirotatoria.

Inicio de movilización codo y pendulares desde el primer día postoperatorio.

A partir de la cuarta semana de la cirugía se inician ejercicios de elevación anterior y pasivos.

Movilización activa a partir de la sexta semana.

5.5 Estudio de los pacientes

Se realizan controles clínico-radiológicos a los 3,6,12 y 24 meses postoperatorio. A los dos años de la cirugía se realiza un estudio clínico-funcional y de calidad de vida con los test descritos y el estudio radiológico se evalúa entre 2 miembros del Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Hospital Universitari Consorci Sanitari de Terrassa.

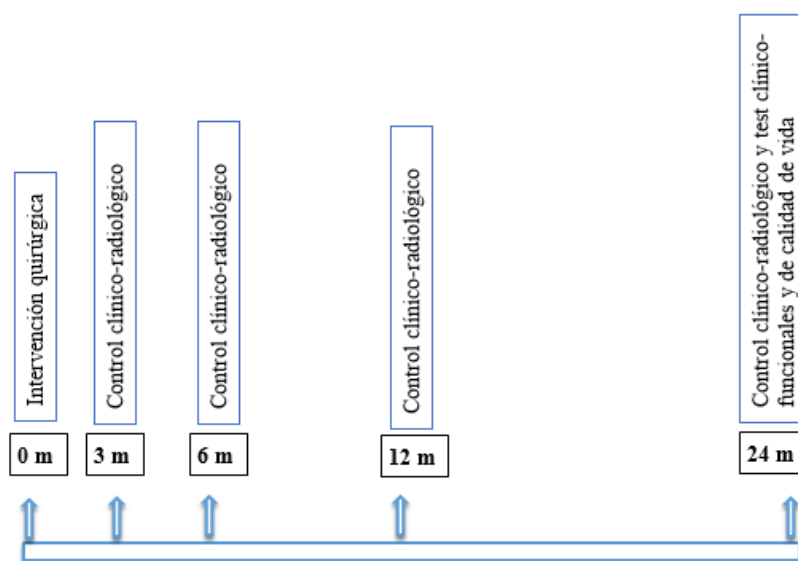


Figura 22. Cronograma del seguimiento de los pacientes

5.6 Variables analizadas

5.6.1 Variables para el estudio demográfico

- Edad.
- Sexo.
- Lateralidad.
- IMC.
- Duración de la intervención.
- Infección superficial o profunda.
- Talla media de vástago utilizado.

5.6.2 Variables para el estudio clínicofuncional

- Test de Constant.
- ASES Score.

5.6.3 Variables para el estudio de calidad de vida

- Visual Analogue Scale (VAS).
- QuickDash Score.
- SANE (Single Assessment Numeric Evaluation).
- SF-12.

5.6.4 Variables para el estudio radiológico

5.6.4.1 Variables radiológicas preoperatorias

- Patrón de fractura inicial preoperatorio.
- Características del troquíter preoperatorio.

5.6.4.2 Variables radiológicas postoperatorias

- Stress shielding (reabsorción cortical: localización según Gruen (16) y gradación según Inoue et al. (18), líneas de condensación (signo del pedestal) y spot Welds).
- Aflojamiento (Líneas de radiolucencia (localización según Gruen adaptada por Melis et al. (17), subsidence (83) y alineación).
- Consolidación de tuberosidades.
- Filling ratio metafisario y diafisario.
- Posición del troquíter postoperatorio.
- Notch.
- Osificación heterotópica.

5.7 Estudio estadístico

El estudio estadístico se realiza con el programa IBM SPSSv219 por el Àrea de Recerca i Innovació del CST – Hospital Universitari de Terrassa (Mamen Carmona Orozco, PhD y Cristina Broceño Corrales, PhD).

En la estadística descriptiva se usaron frecuencias absolutas y relativas para las variables cualitativas, y medias y desviaciones estándar para las cuantitativas

Para la estadística inferencial, en el caso de las variables cuantitativas se realizó la Prueba del Chi-cuadrado de Pearson o la Prueba exacta de Fisher según proceda. Para las variables cuantitativas, se realizaron pruebas paramétricas (T-Test o ANOVA) o no paramétricas (U de Mann-Whitney para muestras independientes), según si cumplían o no los principios de normalidad (prueba de Levene) y homogeneidad de la muestra.

Se considera significación estadística al valor de $P < 0.05$.

5.8 Consideraciones éticas

El presente estudio fue aprobado por el Comité Ético de Investigación Clínica del Hospital Consorci de Terrassa con el número del CEIC (Comité de Ética de Investigación Clínica): CST (3 de FEBRERO del 2017) – (Anexo I).

Se realiza teniendo en cuenta los siguientes ítems:

Protección de personas y animales. Los autores declaran que para esta investigación no se han realizado experimentos en seres humanos ni en animales.

Confidencialidad de los datos. Los autores declaran que han seguido los protocolos de su centro de trabajo sobre la publicación de datos de pacientes.

Derecho a la privacidad y consentimiento informado. Los autores declaran que en este artículo no aparecen datos de pacientes.

Financiación. Los autores declaran que este trabajo no ha sido financiado.

Conflicto de interés. Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

6 .*RESULTADOS*



6.1 Estadística descriptiva

6.1.1 Muestra

Durante el periodo del estudio, comprendido entre noviembre de 2015 y febrero de 2019, se intervinieron un total de 49 FHP con una prótesis total invertida de forma consecutiva en un mismo centro y por un mismo cirujano senior (J.M.G.) y se realizan dos años de seguimiento postoperatorio.

6.1.2 Muestra final

Encontramos un total de 3 pérdidas: 3 defunciones previas a los 2 años.

De esta muestra, 37 pacientes finales (92.5% del total de la muestra inicial) fueron operados con una PTI no cementada de vástago anatómico y recubrimiento metafisodiarisario proximal no específico para fracturas y han tenido un seguimiento de 2 años.

6.1.3 Variables demográficas

- La media de edad en el momento de la cirugía era de 72 años (rango: 61-85 años).
- La muestra estaba formada por 6 hombres (16.2%) y 31 mujeres (83.8%).

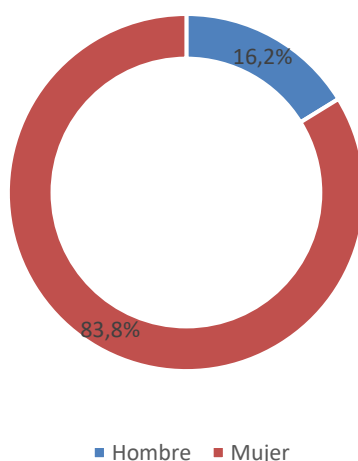


Gráfico 1. Resultados sexo.

- El lado intervenido fue en 21 casos derecho (56.8%) y en 16 casos izquierdo (43.2%).
- El IMC medio fue 30.15 (DE 6.46; Mínimo 18.07- máximo 48).

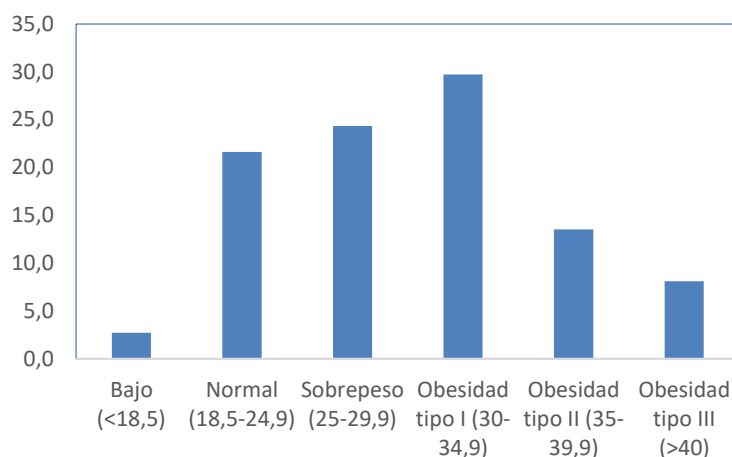


Gráfico 2. Resultados muestra según IMC.

- La duración media de las intervenciones quirúrgicas fue de 102 minutos (DE 3.18).
- No tenemos ningún caso de infección superficial ni profunda.
- La talla media de vástago utilizado fue de 10 (rango 7-14).

Tabla 4. Resumen resultados variables demográficas de la muestra.

Total, N	37
Edad, media (rango), años	72 (61-85)
Sexo: Masculino /Femenino, n(%)	6(16.2%) / 31 (83.8%)
Lateralidad, derecha/izquierda, n (%)	21 (56.8%) / 16(43.2%)
IMC*, media (rango)	30.15 (18-48)
Duración, media (rango), minutos	102 (60-150)
Infección superficial o profunda	0
Talla de vástago, media (rango)	10 (7-14)
*IMC: Índice de Masa Corporal	

6.2 Resultados preoperatorios radiográficos

6.2.1 Patrón de fractura

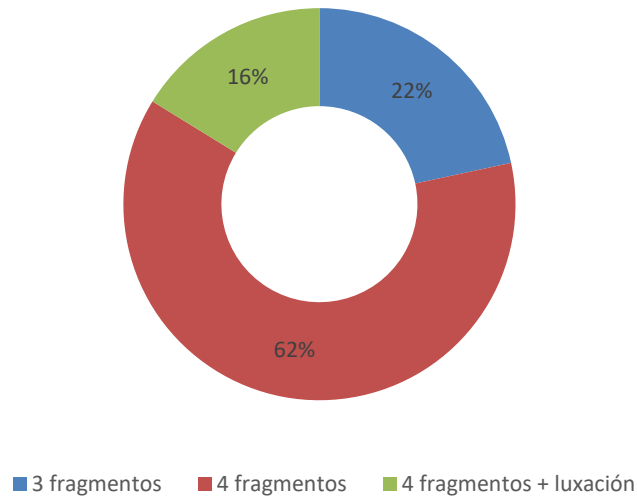


Gráfico 3. Resultados patrón de fractura

El tipo de fractura en 3 partes fue del 21.6% (8 pacientes), de 4 partes en el 62.2% (23 pacientes) y de 4 partes asociado a luxación en el 16.2% de los casos (6 pacientes).

6.2.2 Troquíter preoperatorio (Grande/pequeño y conminuto/íntegro) (26)

- El 51.4% tienen un troquíter preoperatorio grande e íntegro.
- El 13.5% tienen un troquíter grande conminuto.
- El 35.1% presentan un troquíter pequeño y conminuto.

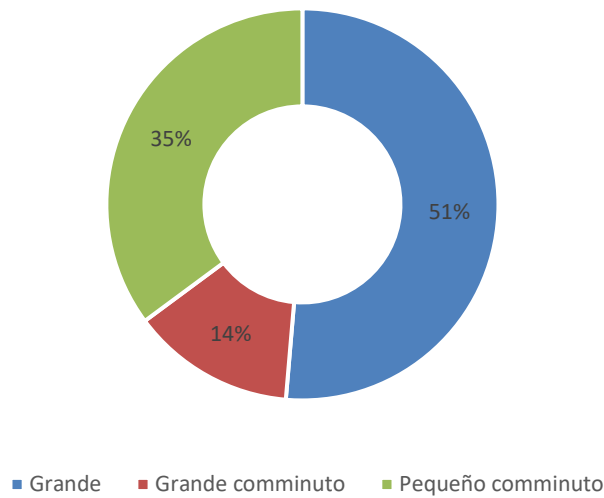


Gráfico 4. Resultados de las características del troquíter preoperatorio.

6.3 Resultados postoperatorios

6.3.1 Resultados radiológicos

6.3.1.1 Stress shielding

Se ha apreciado un 83.8% (31/37) de stress shielding.

6.3.1.1.1 Reabsorción de cortical

Entre los pacientes con stress shielding, un 87.1% (27/31) presentan un stress shielding lateral y solo un 19.3% (6/37) presentaban un stress shielding medial.

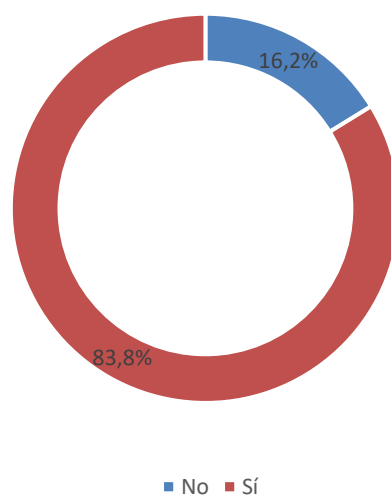


Gráfico 5. Resultados de la reabsorción de cortical.

- a) Localización de la reabsorción de cortical (zonas de Gruen): la zona 2 se encuentra afectada en un 87.1% de los casos (66.7% completo (21 casos) y un 19.4% (6 casos) parcial) (27/31) y un 19.3% de los casos en zona 7 medial (3.2% completo (1 caso) y 16.1% parcial (5 casos)) (6/31).
- b) Grados de reabsorción de cortical: Entre los pacientes que presentan stress shielding el 74.2% es grado 4 (23/31). Un 9.6% grado 3(3/31) y un 6.5% grado 2(2/31). Ningún paciente presentó un grado 1 y un 9.6%(3/31) presentó un grado 0 de reabsorción cortical.

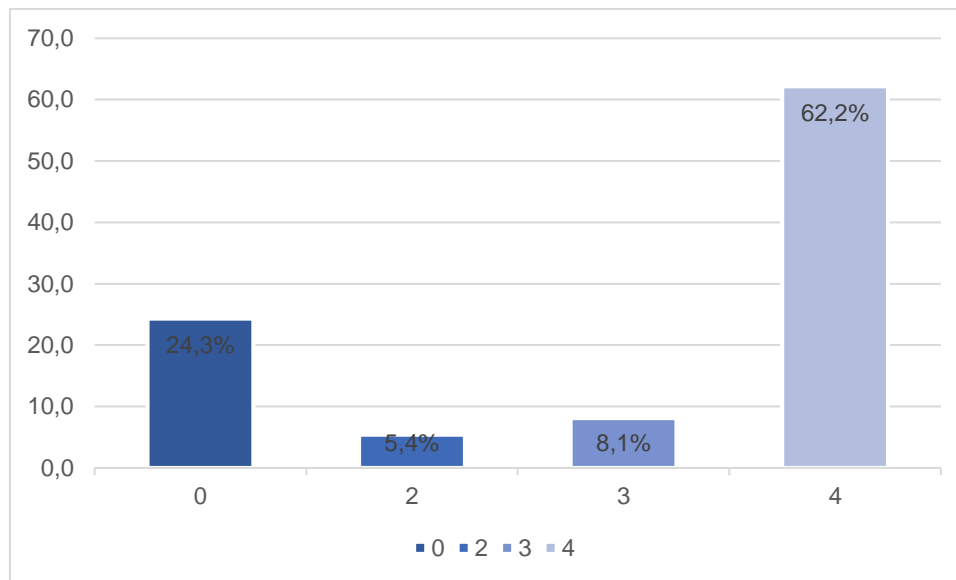


Gráfico 6. Resultados de la gradación de reabsorción cortical (según Inoue et al.).

6.3.1.1.2 Líneas de condensación (signo del pedestal):

Entre los pacientes con SS encontramos líneas de condensación en el 87.1% (27/31) de los casos.

6.3.1.1.3 Spot welds

Encontramos spot welds en un 25.8% (8/31) de los pacientes con stress shielding.

6.3.1.2 Filling ratio

El filling ratio metafisario medio fue superior en los pacientes con stress shielding en comparativa con los pacientes que no lo presentan (85.42%, DE 4.79 vs 82.63%, DE 4.68), sin diferencias significativas.

De manera similar, el filling ratio diafisario en los pacientes que presentaban stress shielding volvía a ser superior respecto a los que no lo presentan (81.68%, DE 4.89 vs. 78.48%, DE 14.9), sin diferencias significativas.

6.3.1.3 Aflojamiento

- Líneas radioluscentes: no se observaron líneas radioluscentes.
- Subsidence: no observada.
- Alineación: Todos los vástagos estaban adecuadamente alineados.

No hubo evidencia de aflojamiento en los vástagos de este estudio.

6.3.1.4 Posición troquíter postoperatorio

La mayoría de los pacientes presentaban la tuberosidad mayor por debajo de la bandeja protésica (54,1%), frente a un 24.3% de pacientes que estaba a nivel de la bandeja y un 21.6% que se localizaba por encima de esta.

6.3.1.5 Posición troquíter 1 mes postoperatorio

Al mes solo un paciente modifica la situación del troquíter de debajo de la bandeja a nivel de ésta. Resultando así en 19 pacientes con la tuberosidad mayor por debajo de la bandeja (54,1%), frente a 10 pacientes que ésta estaba a nivel de la bandeja (24%) y 8 pacientes (21.6%) que se localizaba por encima.

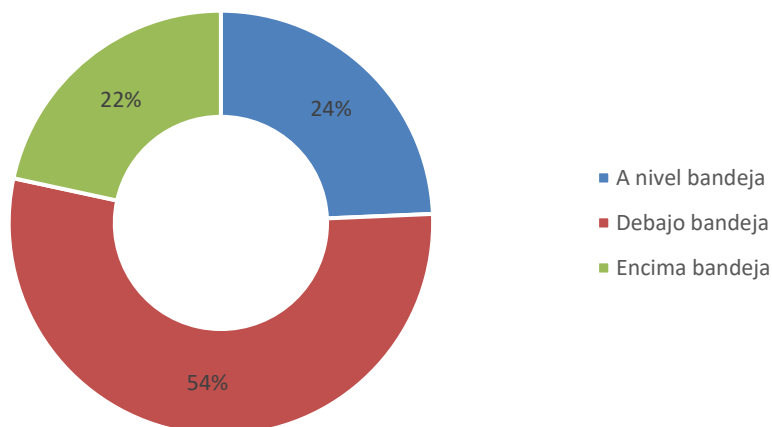


Gráfico 7. Resultados de la posición del troquíter postoperatorio.

6.3.1.6 Consolidación de tuberosidades a los 3 y 6 meses

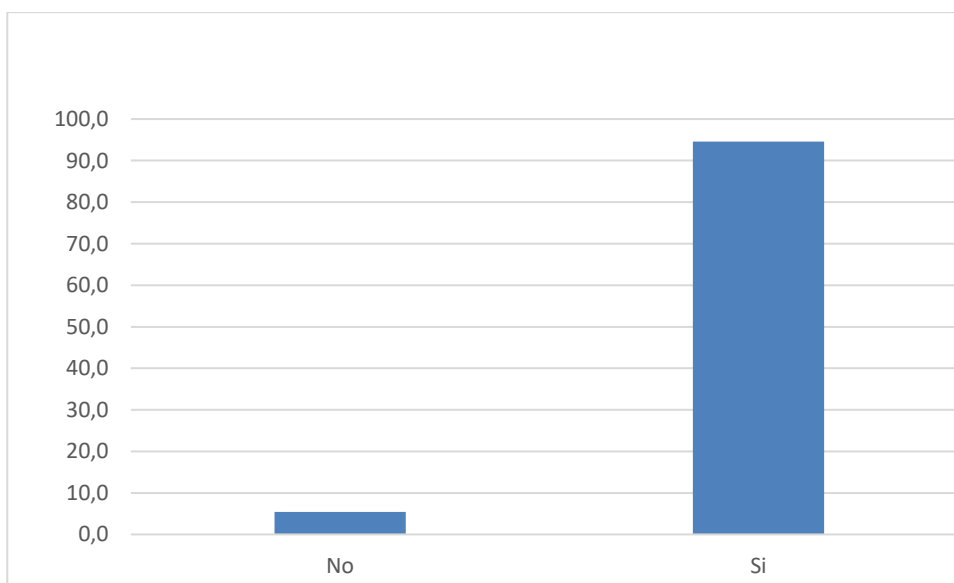


Gráfico 8. Resultados de la consolidación de tuberosidades.

A los 3 y a los 6 meses (no hay varianza entre las dos evaluaciones), observamos una consolidación de tuberosidades del 94,6% de los casos (35/37). Solo hay 2 casos donde no hay una consolidación de las mismas (un caso por migración y otro por reabsorción, un 2,7% de los casos respectivamente).

6.3.1.7 Notch

No detectamos ningún caso de notch entre nuestros pacientes.

6.3.1.8 Osificaciones heterotópicas

Encontramos un 5.4% (2/37) de osificaciones heterotópicas en la muestra.

Los pacientes con stress shielding no tienen osificaciones heterotópicas, mientras que entre los que no presentan stress shielding, el 33.34% (2/6) tendrán osificaciones heterotópicas con significancia estadística ($P=.023$).

6.3.2 Resultados clínico-funcionales

6.3.2.1 Test de Constant

El resultado del Test de Constant medio obtenido es de 58,86 (rango 36-73, DE 8,90).

6.3.2.2 Test de ASES

ASES medio a los 2 años: 70,170 (rango 22,0 a 88,0, DE 12,63).

6.3.2.3 Elevación anterior

La elevación anterior obtenida media fue de 126,22 grados (rango 90-160, DE 20,08).

6.3.2.4 Abducción

La abducción media fue de 118,38 grados (rango 80-160, DE 23,1).

6.3.2.5 Rotación externa

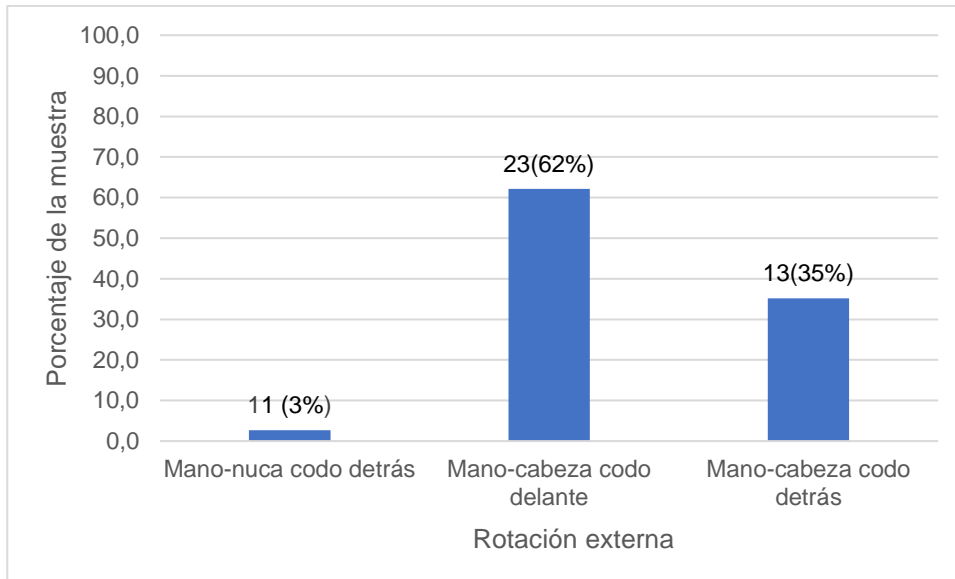


Gráfico 9. Resultados rotación externa.

6.3.2.6 Rotación interna

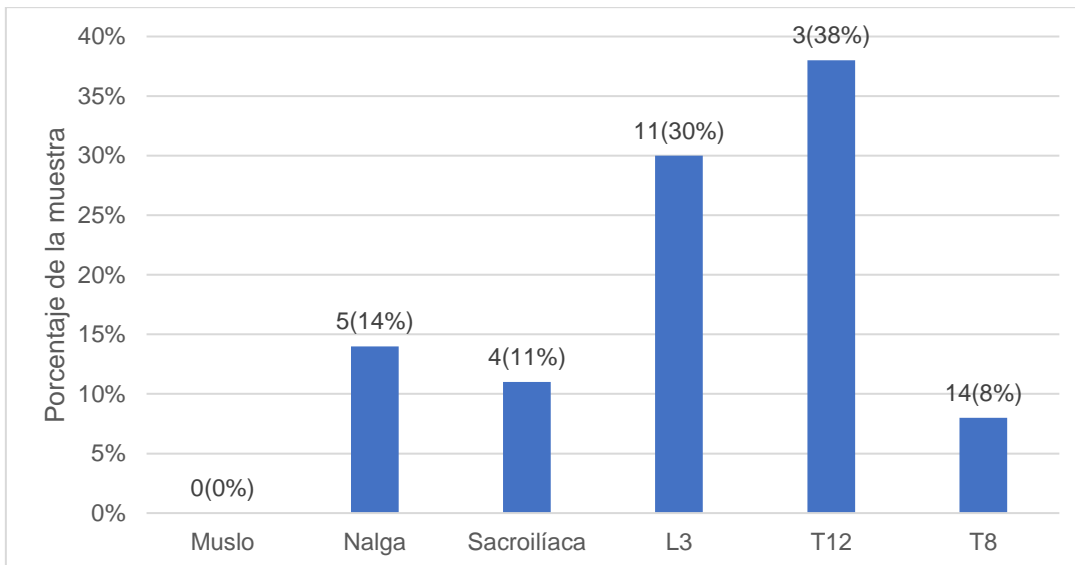


Gráfico 10. Resultados rotación interna

6.3.3 Resultados de calidad de vida

6.3.3.1 QuickDash Score

El test del Quickdash a los 2 años es de 29,365 (rango 9,1-72,7, DE 15,1).

6.3.3.2 SF-12

SF12 físico a los 2 años: 40,619 (rango 21,44 – 55,91, DE 10,37).

SF12 mental a los 2 años: 50,113 (rango 27,80 – 64,22, DE 9,48).

6.3.3.3 SANE

El nivel de satisfacción medio fue de 80,81 (rango 20-100, DE 15,7).

6.3.3.4 VAS

VAS a los 2 años: 1,22 (rango 0-8, DE 1,56).

6.4 Resultados de correlaciones con el Stress shielding

6.4.1 Comparación stress shielding vs resultados epidemiológicos

6.4.1.1 SS vs edad

No apreciamos una relación significativa entre el stress shielding y la edad.

Aun así, la media de los pacientes sin stress shielding es ligeramente inferior con 70,61 años (DE 8.84) frente a una media ligeramente superior de 72.48 años (DE 6.34) en los pacientes con stress shielding (P=0.28).

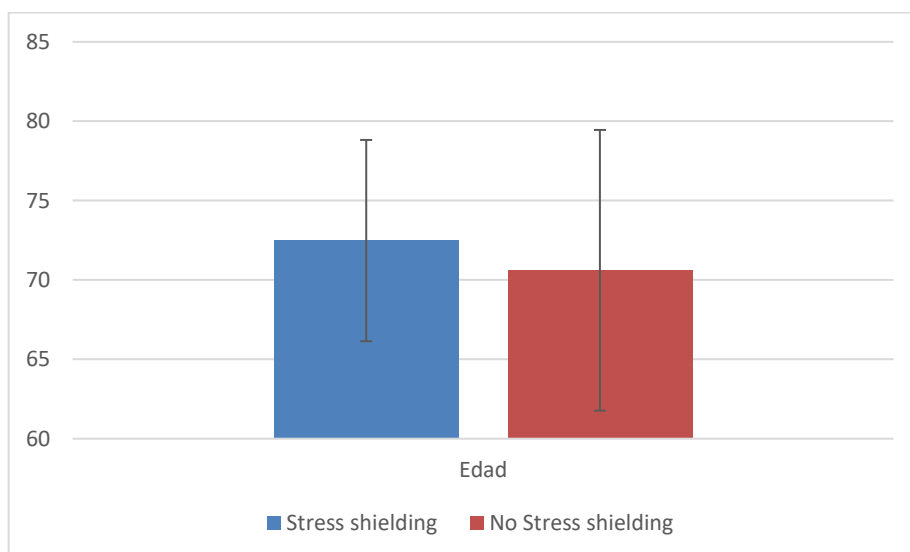


Gráfico 11. Resultados de la correlación entre el Stress shielding y la edad.

6.4.1.2 SS vs sexo

	Stress shielding				Total	
	No		Sí		N	%
	N	%	N	%		
Hombre	2	33,3%	4	12,9%	6	16,2%
Mujer	4	66,7%	27	87,1%	31	83,8%

N: número de pacientes de la muestra, %: porcentaje de la muestra

Tabla 5. Correlación entre el stress shielding y el sexo.

Entre los hombres, el 66.7% de ellos presentan stress shielding (4/6 pacientes). Respecto a las mujeres, un 87.1% presentan stress shielding (27/31 pacientes). Encontramos más stress shielding en mujeres, sin diferencias significativas ($P=0.24$).

6.4.1.3 SS vs lateralidad

No encontramos diferencias significativas en las distintas lateralidades ($P=0.68$).

6.4.1.4 SS vs IMC

Entre los subgrupos divididos por IMC, no encontramos relación con el stress shielding ($P=0.59$).

6.4.1.5 SS vs Tiempo intervención quirúrgica

El tiempo quirúrgico fue ligeramente superior en los pacientes sin stress shielding (115 min, DE 20.73) frente a los 99 minutos que encontramos de media en los pacientes con stress shielding (DE 18.46) ($P=0.94$).

6.4.1.6 SS vs Infección superficial o profunda

No encontramos ningún caso de infección superficial ni profunda.

6.4.1.7 SS vs talla de vástago utilizado

No encontramos relación entre el stress shielding y la talla del vástago utilizado ($P=0.5$).

6.4.2 Correlación entre el Stress shielding y resultados radiográficos

6.4.2.1 SS vs patrón de fractura

Entre los pacientes con stress shielding, el patrón inicial de fractura era de 4 partes en un 67.7% de los casos; y de 3 partes en un 22.6%.

En cambio, en los pacientes que no tienen stress shielding, estos presentaban mayoritariamente un patrón de fractura en 4 partes y luxación (50%) o en 4 partes (33.3%). No hay diferencias significativas entre estos datos.

6.4.2.2 SS vs características troquíter preoperatorio

No encontramos diferencias significativas en relación con las características del troquíter y la aparición de stress shielding ($P=0.62$).

6.4.2.3 SS vs aflojamiento a los 2 años postoperatorio

No se pueden establecer correlaciones ya que la correcta integración de vástago la encontramos en todos los pacientes, haya o no stress shielding. No encontramos líneas de radioluscencia, ni variaciones en subsidence o en la alineación.

6.4.2.4 SS vs consolidación de tuberosidades

Entre los pacientes con stress shielding un 96.8 % (30/31) presentan una consolidación de tuberosidades (con un solo caso de reabsorción de la tuberosidad). Entre los pacientes sin stress shielding, se consigue una consolidación de tuberosidades en un 83.3% de los casos (5/6), con un solo caso de migración tuberositaria ($P=0.065$).

6.4.2.5 SS vs Filling ratio metafisario

El filling ratio metafisario medio en pacientes sin stress shielding fue del 82,63% (DE 4,68), mientras que en los pacientes con stress shielding fue superior con una media del 85,42% (DE 4,79).

6.4.2.6 SS vs Filling ratio diafisario

De manera similar, el filling ratio diafisario medio en pacientes sin stress shielding fue del 78,48% (DE 14,9), y en pacientes con stress shielding, fue superior con una media del 81,68% (DE 4,89). A pesar de estas diferencias observadas, no encontramos distinciones estadísticamente significativas.

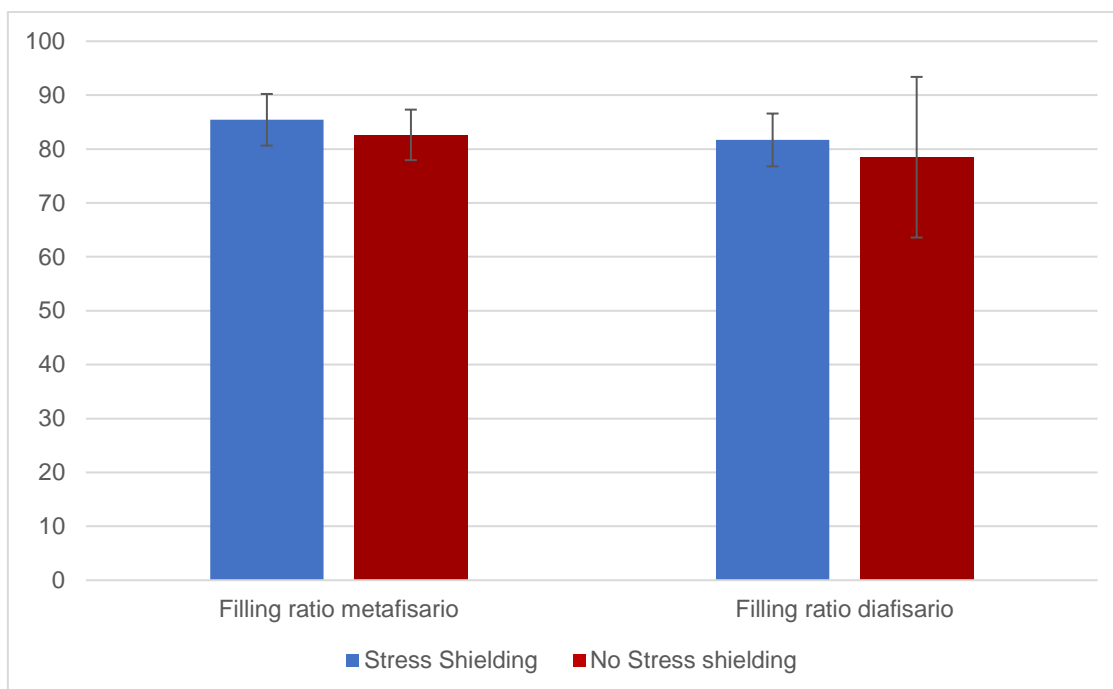


Gráfico 12. Resultados correlación Stress shielding y filling ratio metafisario y diafisario.

6.4.2.7 SS vs posición troquíter postoperatorio

	No Stress shielding		Stress shielding		Total	
	N	%	N	%	N	%
A nivel de bandeja	1	16,7%	8	25,8%	9	24,3%
Debajo de bandeja	1	16,7%	19	61,3%	20	54,1%
Encima de bandeja	4	66,7%	4	12,9%	8	21,6%

N: Número de pacientes de la muestra %: Porcentaje de la muestra

Tabla 6. Correlación entre el stress shielding y la posición del troquíter postoperatorio.

Entre los pacientes con stress shielding, en su mayoría estos tienen un troquíter por debajo de la bandeja protésica (61.3%), mientras que los pacientes sin stress

shielding su posición principal es por encima de la bandeja protésica (66.7%) ($p=0.013$).

6.4.2.8 SS vs posición troquíter 1 mes postoperatorio

	No Stress shielding		Stress shielding		Total	
	N	%	N	%	N	%
A nivel de bandeja	2	33,3%	8	25,8%	10	27,0%
Debajo de bandeja	0	0,0%	19	61,3%	19	51,4%
Encima de bandeja	4	66,7%	4	12,9%	8	21,6%

N: Número de pacientes de la muestra %: Porcentaje de la muestra

Tabla 7. Correlación entre el stress shielding y la posición del troquíter postoperatorio.

Los pacientes con stress shielding tienen en su mayoría una posición por debajo de la bandeja protésica (61.3%), mientras que los que no tienen stress shielding se mantienen por encima de la bandeja (66.7%). En este caso, ningún paciente sin stress shielding tiene una posición debajo de la bandeja ($P=0.005$).

6.4.2.9 SS vs Osificación heterotópica

El 100% de los pacientes con stress shielding no tienen osificaciones heterotópicas. Un 66.7% de los pacientes sin stress shielding tienen osificaciones heterotópicas ($p<0.05$).

6.4.3 Correlación entre el Stress shielding y resultados clínico-funcionales

6.4.3.1 SS vs Constant

No encontramos vinculación entre la aparición de stress shielding y el test de Constant, aun con obtener un resultado superior en los pacientes con stress shielding de 59.5 (DE 9.48) vs los que no de 55.83 (DE 4.4) ($P= 0.092$).

6.4.3.2 SS vs ASES

No apreciamos diferencias en el ASES comparando los pacientes con stress shielding vs los que no ($P=0.45$).

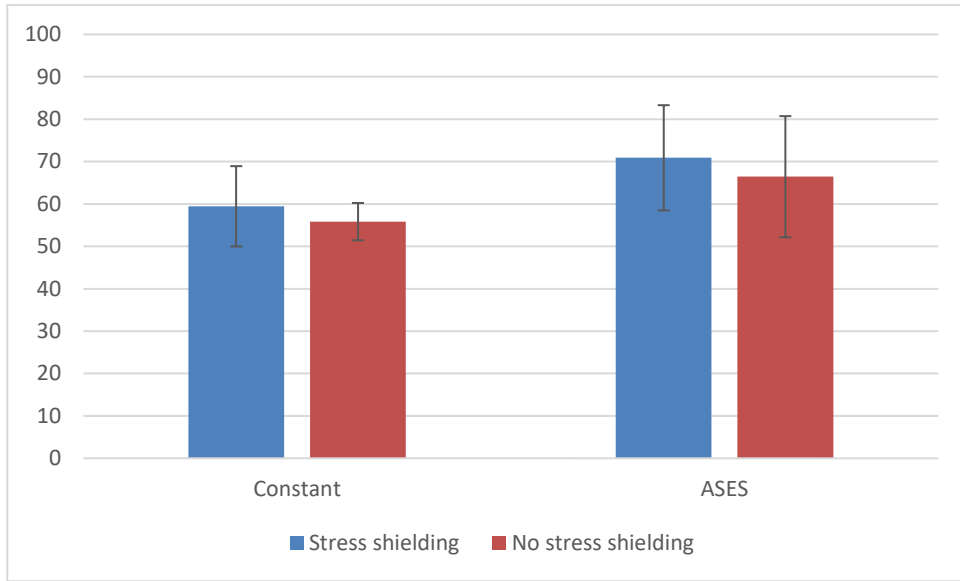


Gráfico 13. Resultados correlación Stress shielding y escalas Constant/ASES.

6.4.3.3 SS vs Flexión anterior

No hay vinculación entre el stress shielding y la flexión anterior ($P=0.85$).

6.4.3.4 SS vs Abducción

No encontramos relación entre el stress shielding y la abducción ($P=0.60$).

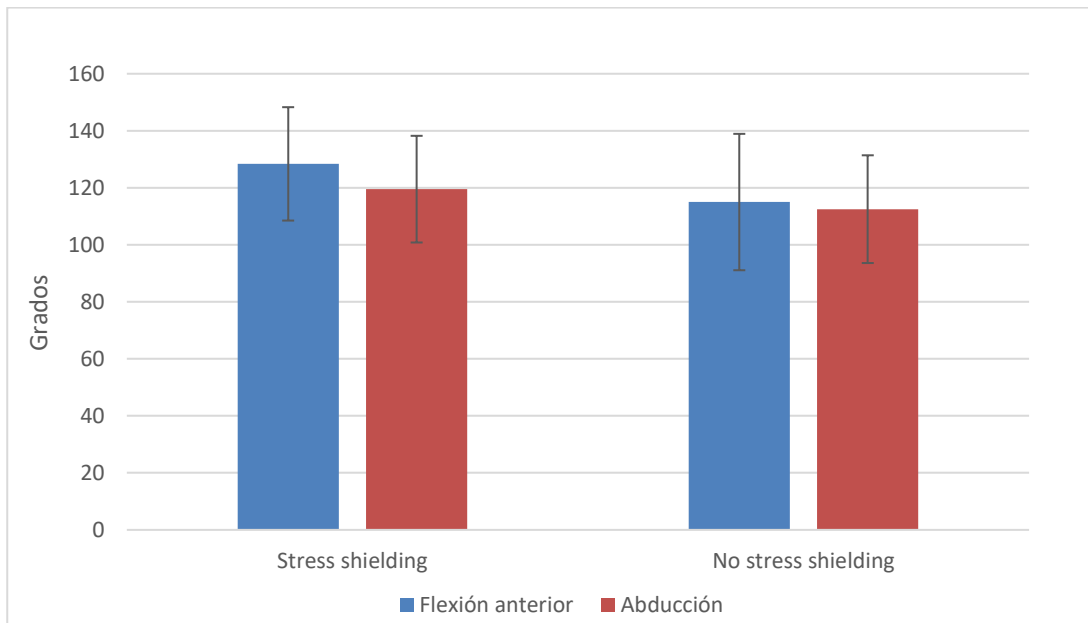


Gráfico 14. Resultados correlación Stress shielding y flexión anterior /abducción.

6.4.3.5 SS vs Rotación interna

No encontramos relación entre el stress shielding y la rotación interna (P=0.23).

6.4.3.6 SS vs Rotación externa

No encontramos relación entre el stress shielding y la rotación externa (P=0.89).

Tabla 8. Resultados correlación Stress shielding y resultados clínico-funcionales.

	Stress shielding	No Stress shielding	p
Constant	59,45+-9,47	55,83+-4,4	0,092
ASES	70,89+-12,41	66,43+-14,29	0,45
Flexión anterior	128,39+-19,89	115+-18,71	0,85
Abducción	119,52+-23,92	112,5+-18,9	0,6
<i>Mediana +- DE</i>			

6.4.4 Correlación entre el Stress shielding y resultados de calidad de vida

6.4.4.1 SS vs VAS

No encontramos relación entre el stress shielding y el VAS (P=0.8).

6.4.4.2 SS vs SANE

No encontramos relación entre el stress shielding y el SANE (P=0.81).

6.4.4.3 SS vs SF-12 Físico

No encontramos relación entre el stress shielding y el SF-12 físico (P=0.51).

6.4.4.4 SS vs SF-12 Mental

No hay relación entre el stress shielding y SF-12 Mental (P=0.54).

6.4.4.5 SS vs QuickDash

No encontramos relación entre el stress shielding y el QuickDash (P=0.3)

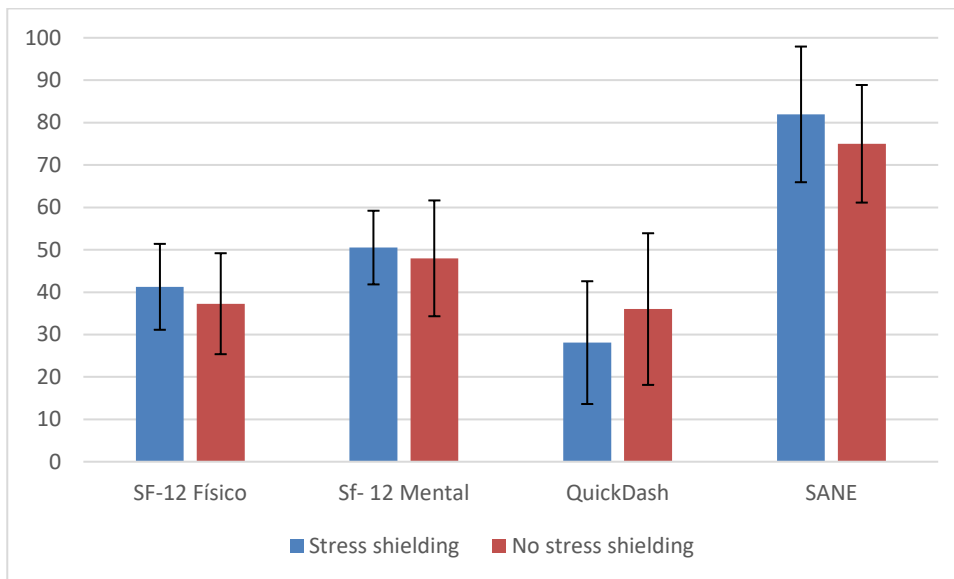


Gráfico 15. Resumen resultados correlación Stress shielding con tests de calidad de vida.

Tabla 9. Resultados correlación Stress shielding y resultados de calidad de vida.

	Stress shielding	No Stress shielding	p
VAS	1,26+-1,63	1+-1,25	0,8
SANE	81,94+-16	75+-13,78	0,81
SF-12 Físico	41,26+-10,14	37,28+-11,91	0,514
SF-12 Mental	50,52+-8,69	47,98+-13,66	0,054
QuickDash	28,07+-14,47	36,01+-17,89	0,3
<i>Mediana +/- DE</i>			

6.5 Resultados de correlaciones con la consolidación de tuberosidades

6.5.1 Correlación entre la consolidación de tuberosidades y resultados epidemiológicos

6.5.1.1 Consolidación de tuberosidades vs Edad

La media de edad en pacientes con una consolidación de tuberosidades es de 72 años (DE 6.45) frente a 75 años (13.23) en los pacientes sin una consolidación de las mismas. No hay relación entre ambos factores ($P=0.72$)

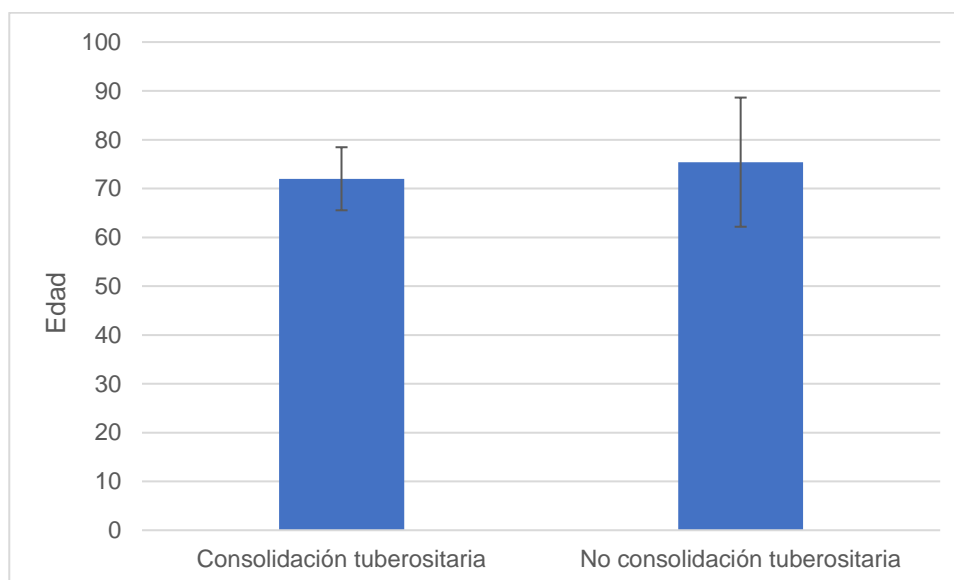


Gráfico 16. Resumen resultados correlación Consolidación tuberositaria y edad.

6.5.1.2 Consolidación de tuberosidades vs Sexo

Entre los pacientes con una falta de consolidación de tuberosidades, hay un hombre y una mujer. No hay relación entre ambos factores ($P=0.3$)

6.5.1.3 Consolidación de tuberosidades vs lateralidad

Entre los pacientes sin consolidación tuberositaria encontramos que las dos son de lateralidad izquierda. Entre los que consolidan, 21 son derechas y 14 izquierdas. No hay relación entre ambos factores ($P=0.18$)

6.5.1.4 Consolidación de tuberosidades vs IMC

La media de IMC en pacientes con una consolidación de tuberosidades es de 30.37 (DE 6.5) frente a un 26.32 (DE 5.79) en los pacientes sin una consolidación de estas.

No hay relación entre ambos factores (P=0.36)

6.5.2 Correlación entre la consolidación de tuberosidades y resultados radiográficos

6.5.2.1 Consolidación de tuberosidades vs patrón de fractura preoperatorio

Los 2 pacientes sin consolidación tuberositaria presentaban una fractura en 4 partes. Entre los que consolidaron, 8 pacientes tenían un patrón en 3 partes, 21 pacientes en 4 partes y 6 pacientes en 4 partes y luxación. No hay relación entre ambos factores (P=0.53)

6.5.2.2 Consolidación de tuberosidades vs características troquíter preoperatorio

Entre los pacientes sin una consolidación tuberositaria, uno tenía el troquíter preoperatorio pequeño y conminuto y el otro grande e íntegro.

Entre los pacientes que consolidaron, 18 pacientes presentaron un troquíter grande, 5 pacientes grande y conminuto y 12 pacientes pequeño y conminuto.

No hay relación entre ambos factores (P=0.81)

6.5.2.3 Consolidación de tuberosidades vs Posición del troquíter postoperatorio

El troquíter se encuentra en un caso a nivel de la bandeja prótesisica y en el otro por encima de la bandeja entre los pacientes sin una consolidación de tuberosidades.

Entre los pacientes donde consolidaron las tuberosidades encontramos 20 pacientes con un troquíter postoperatorio por debajo de la bandeja protésica, 7 pacientes por encima y 8 pacientes por debajo. No hay relación entre ambos factores (P=0.29)

6.5.2.4 Consolidación de tuberosidades vs Filling ratio metafisario

No se encuentra relación entre el filling ratio metafisario obtenido en los pacientes con una consolidación tuberositaria (media 85.27, DE 4.78) frente a los que no han consolidado (media 79.65, DE 0.49) ($P=0.147$).

6.5.2.5 Consolidación de tuberosidades vs Filling ratio diafisario

No se encuentra relación entre el filling ratio diafisario obtenido en los pacientes con una consolidación tuberositaria (media 81.13, DE 7.4) frente a los que no han consolidado (media 81.75, DE 4.03) ($P=0.769$).

6.5.3 Correlación entre la consolidación de tuberosidades y resultados clínicofuncionales

6.5.3.1 Consolidación de tuberosidades vs Constant

La media del Constant en los pacientes con consolidación de tuberosidades fue de 59.03 puntos (DE 9.13) frente a 56 (DE 1.41) en los pacientes sin una consolidación de estas. No hay relación entre ambos factores ($P=0.47$).

6.5.3.2 Consolidación de tuberosidades vs ASES

Media de ASES en pacientes con consolidación de tuberosidades de 69.81 puntos (DE 12.9) frente a 76.45 (DE 2.19) en los que no. No hay relación entre ambos factores ($P=0.63$).

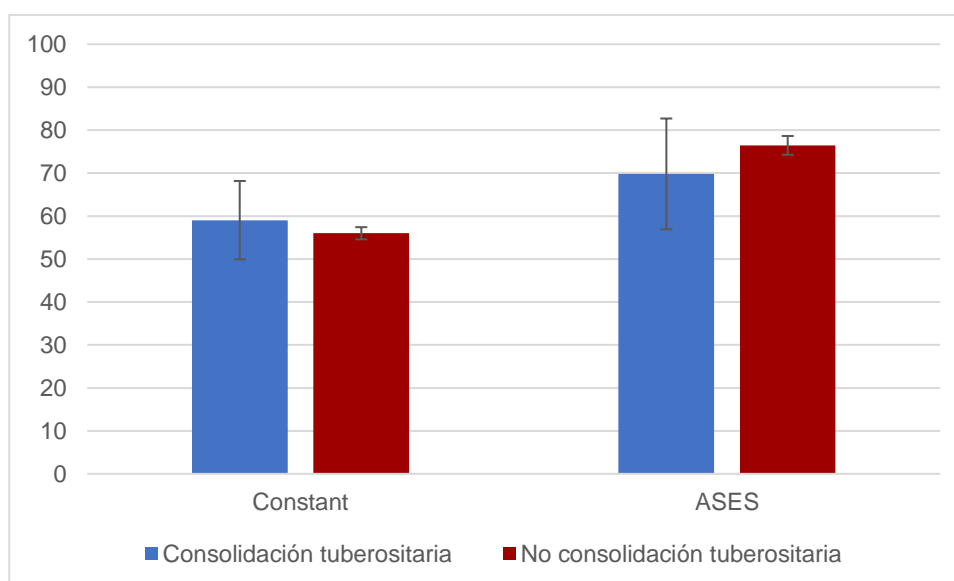


Gráfico 17. Resumen de resultados de la correlación entre la consolidación tuberositaria y las escalas Constant/ ASES.

6.5.3.3 Consolidación de tuberosidades vs Flexión anterior

La media de flexión anterior en los pacientes con consolidación tuberositaria es de 127.43° (DE 19.63) contra 105° (DE 21.21) en los pacientes que no consolidaron. A pesar de esta ganancia de 22° a favor del grupo con una consolidación, no hay relación significativa entre ambos factores ($P=0.16$)

6.5.3.4 Consolidación de tuberosidades vs Abducción

Obtenemos una media de 119.14° (DE 23.24) en los pacientes con consolidación tuberositaria frente a 105° (DE 21.21) en los que no. A pesar de los 14° de media a favor del grupo con una consolidación tuberositaria, no hay relación significativa entre ambos factores ($P=0.4$)

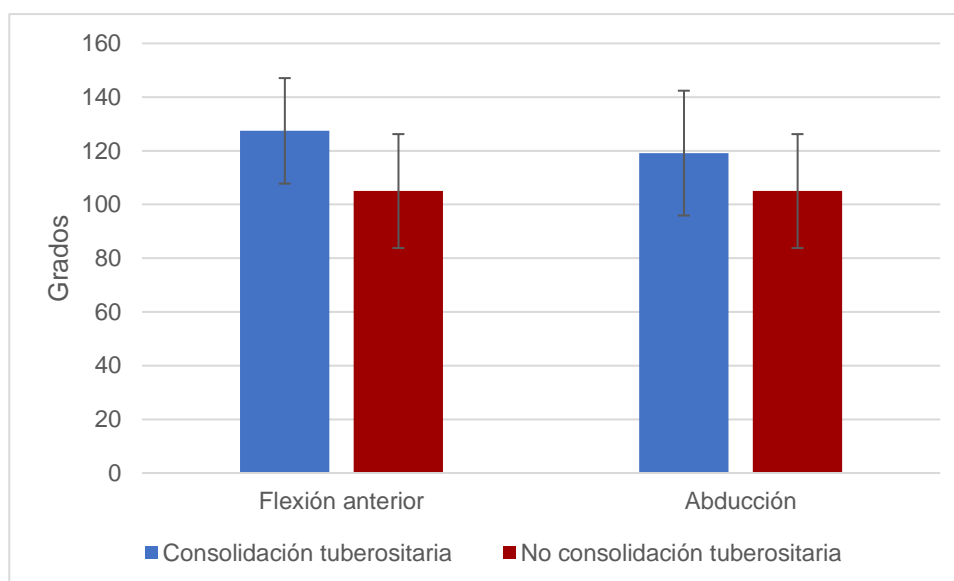


Gráfico 18. Resumen de los resultados en la correlación entre consolidación tuberositaria y flexión anterior/abducción.

6.5.3.5 Consolidación de tuberosidades vs rotación interna

Entre los pacientes con una falta de consolidación tuberositaria, la rotación interna alcanzaba la nalga en un caso y en el otro llegaba a la cintura. No hay relación entre ambos factores ($P=0.61$)

6.5.3.6 Consolidación de tuberosidades vs rotación externa

Los dos pacientes con una mala consolidación tuberositaria, presentan una rotación externa que alcanza el poner la mano sobre la cabeza con el codo delante. No hay relación entre ambos factores ($P=0.53$)

6.5.4 Correlación entre la consolidación de tuberosidades y resultados de calidad de vida

6.5.4.1 Consolidación de tuberosidades vs VAS

Entre los pacientes con una consolidación tuberositaria, el VAS es de 1.29 (DE 1.58) frente a un 0 (DE 0) en los pacientes en que no habían consolidado las tuberosidades. No hay relación entre ambos factores ($P=0.17$)

6.5.4.2 Consolidación de tuberosidades vs SANE

La media del SANE entre los pacientes con una consolidación tuberositaria es de 80.86 (DE 16.15) contra 80 (DE 0) en los que no consolidaron. No hay relación entre ambos factores ($P=0.77$).

6.5.4.3 Consolidación de tuberosidades vs SF-12 Físico

El SF-12 físico en los pacientes con una consolidación de tuberosidades es de 40.21 (DE 10.47) frente a 47.74 (DE 6.16) en los pacientes sin una consolidación de estas. No hay relación entre ambos factores ($P=0.43$).

6.5.4.4 Consolidación de tuberosidades vs SF-12 Mental

El SF-12 mental en los pacientes con una consolidación de tuberosidades es de 49.51 (DE 9.39) frente a 60.65 (DE 0.78) en los pacientes sin una consolidación de estas ($P=0.018$).

6.5.4.5 Consolidación de tuberosidades vs QuickDash

El QuickDash en los pacientes con una consolidación tuberositaria es de 29.87 (DE15.33) vs 20.45 (DE 6.43) en los pacientes con una falta de consolidación. No hay relación entre ambos factores ($P=0.5$)

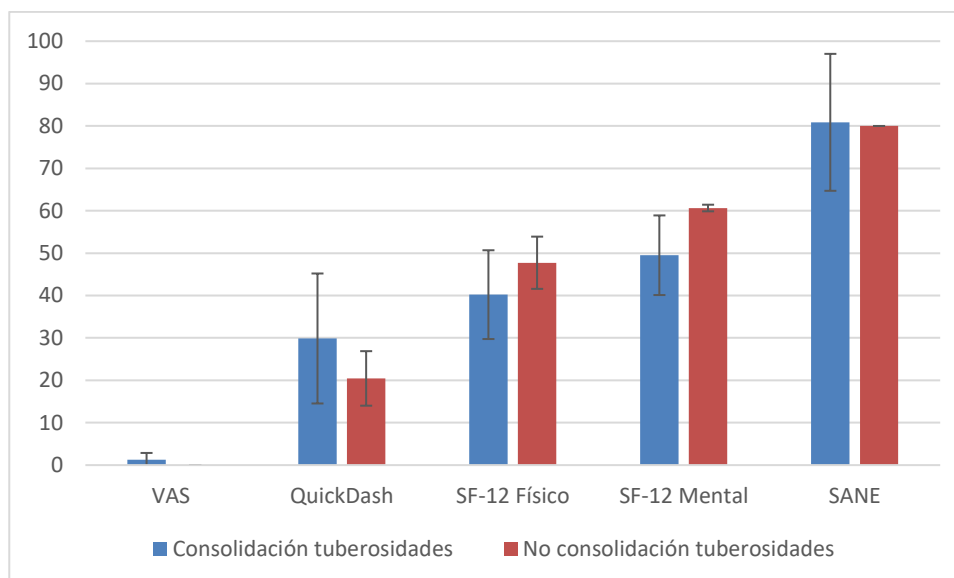


Gráfico 19. Resumen resultados correlación Consolidación tuberositaria y escalas de calidad de vida.

Tabla 10. Resultados de correlación entre la consolidación tuberositaria y las escalas de calidad de vida.

	Consolidación tuberosidades	No consolidación tuberosidades
VAS	1,29+-1,58	0+-0
SANE	80,86+-16,15	80+-0
SF-12 Físico	40,21+-10,47	47,74+-6,16
SF-12 Mental	49,51+-9,39	60,65+-0,78
QuickDash	29,87+-15,33	20,45+-6,43

Mediana +- DE

7. *DISCUSIÓN*



7.1 Muestra y resultados epidemiológicos

La muestra está conformada por un total de 37 hombros, 31 de los cuáles, son de mujeres y 6 son de hombres. Los datos epidemiológicos reflejan que la fractura de húmero proximal abarca el 4-6% de todas las fracturas. Es más frecuente en mujeres, teóricamente en proporción 2:1, pero en nuestra muestra, la proporción de mujeres intervenidas, aumenta hasta un 4:1 (muestra total de 83.8% de mujeres), entre los pacientes con indicación quirúrgica.

La edad y el sexo femenino están asociados con el stress shielding, aunque de manera no estadísticamente significativa en nuestro estudio.

La osteoporosis podría tener una relación directa con esta alta proporción, tanto en la alta incidencia de fracturas en mujeres, como en la alta aparición de stress shielding en este sexo.

7.2 Resultados Radiológicos

Destacamos la elevada tasa de *Stress Shielding* obtenida en nuestro estudio, que alcanza el 83.8% de los casos (31/37 hombros).

Este fenómeno ha sido estudiado en la literatura, pero con mucha variabilidad en su evaluación y en su definición (82,91).

Ya hay datos sobre este fenómeno desde hace más de 3 décadas con la prótesis total de hombro, empezando a tener más relevancia ahora con la presencia de estudios con PTI (17,92–94); aunque son pocos los estudios que analizan el stress shielding en fracturas con PTI no cementadas (6,7,49).

Queda claro que la prótesis total invertida no cementada nos aporta muchos beneficios, disminuyendo el tiempo quirúrgico al evitar la cementación, las complicaciones potenciales del cemento y evitamos una eventual posible retirada compleja de una prótesis cementada (8,10).

El primer caso de stress shielding reportado con una prótesis no cementada de anclaje metafisodiafisario en contexto de fractura fue en 2019 (50). En vistas de la

elevada incidencia detectada posteriormente (7,8), realizamos el interés para estudiar las posibles complicaciones que pueda conllevar este hallazgo.

El stress shielding es característico de las prótesis no cementadas, al igual que encontramos más líneas de radiolucencia en los vástagos cementados. Estos signos de remodelación ósea podrían implicar un posible futuro aflojamiento protésico, una fractura periprotésica, dolor una falta de consolidación de tuberosidades o incluso poder precisar de una revisión protésica no exenta de complicaciones (95). De ahí nuestro interés para profundizar en el análisis de este fenómeno.

Para ubicarnos en prevalencias de este hallazgo físico-radiológico y ver su diversidad en distintos estudios, presentamos distintas series de estudios donde se evaluaba este fenómeno de manera poco reproducible y con una gran variedad de prevalencias:

Stress shielding en PTI no cementadas con indicación no traumática

- Melis et al. (17), observaron un stress shielding lateral en todos los casos (34 prótesis) y un stress shielding medial en el 76%(26/34) de los casos con la prótesis invertida no cementada tipo Grammont.
- Harmsen and Norris (92) reportaron un stress shielding medial (sin ningún caso de stress shielding lateral) en un 97% de los 232 casos (únicamente 2 fracturas), utilizando un vástago no cementado con longitud estándar y fijación diafisaria.
- En un estudio de Giuseffi et al. (93) donde habían 44 hombros tratados con nuestro mismo vástago pero con indicación no traumática, presentaron una reabsorción ósea en el húmero proximal del 30% de los casos, sin especificar si era medial o lateral.
- Aibinder et al. (94) respecto a las prótesis analizadas no cementadas, un 18,4%(12/65) de los casos presentaban un stress shielding lateral y un 24,6% (16/65), un stress shielding medial.

Stress shielding en PTI no cementada con indicación traumática

En diversos estudios donde se indicaba una prótesis total invertida no cementada en contexto de fractura, el stress shielding no era identificado o no se había evaluado (96,97).

Incluso en algunos estudios donde la presencia de líneas de radiolucencia era superior a lo habitual, los mismos autores lo atribuían a una posible confusión de estas con el stress shielding (8).

En otros artículos se ha relacionado el stress shielding con el notch, que por su consecuente enfermedad de partículas del polietileno, podría provocar una eventual reabsorción ósea (82). Queda claro que en nuestro estudio donde apreciamos una cifra muy elevada de stress shielding sin ningún caso de notch, relativizamos el papel que este pueda tener.

Otra confusión puede ser el asumir una reabsorción o migración tuberositaria que realmente presenta un stress shielding (91).

Encontramos algunas series de PTI no cementadas tras fractura, aunque pocas en las que se valore el stress shielding:

Ross et al.(49) examinaron 29 PTI tras una PHF. Una serie que constaba de un 87% de mujeres, una proporción similar a la de nuestro estudio. De estas, un 52% (15/29) de las PTI eran no cementadas. Este estudio revela un stress shielding lateral de un 66.6% (10/15) y un stress shielding medial de un 33.3% (5/15) en las prótesis no cementadas.

En el estudio realizado por Lopiz et al. (7) donde se comparan PTI cementadas con no cementadas con dos sistemas distintos de PTI (SMR Modular de Lima® y Delta XTEND Reverse Shoulder System de DePuy®), encuentran un stress shielding de un 30.4% (7/23) en un periodo que va de los 26.5 a los 37.8 meses. Es complicado evaluar exactamente en qué momento se produce este fenómeno, pero al igual que Denard (98) hemos observado que la aparición de este fenómeno se produce entre el año y los dos años, es decir que en el corto plazo ya se presenta. Aunque aparentemente este fenómeno se estabiliza, merece la pena prolongar estos estudios para saber si este fenómeno podría seguir progresando (99).

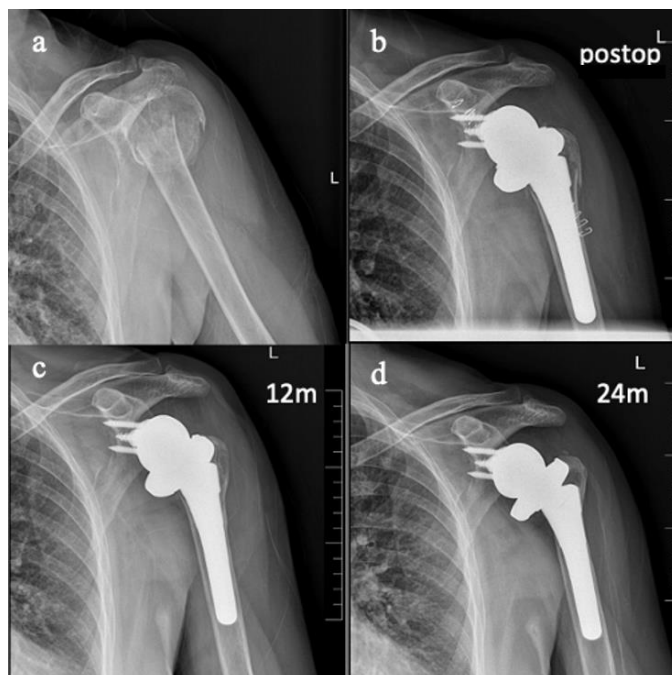


Figura 23. Evolutivo desde FHP inicial a la presentación de stress shielding. a) Fractura inicial. b) Postoperatorio inmediato. c) Control al año (inicio reabsorción cortical en zona 2, grado 3 de Inoue et al.). d) Control a los 2 años (reabsorción de cortical grado 4 de Inoue en zona 2).

En los vástagos de la PTI, la fijación puede ser metafisodiafisaria o diafisaria y con distintos recubrimientos, puede variar la geometría protésica, la longitud del vástago y el uso o no de collar. Encontramos distintos factores parcialmente modificables relacionados con este hallazgo:

Longitud del vástago

La diferencia en la longitud del vástago también implica una distinta distribución de fuerzas en el húmero proximal, pudiendo conllevar así una mayor aparición del stress shielding. En un artículo publicado por Denard et al. (64) con las prótesis anatómicas, plantea su división en 4 categorías en función de su longitud:

Tipo de vástago	Longitud
Sin vástago	<50mm
Vástago corto	50-100mm
Vástago estándar	100-150mm
Vástago extendido	>150mm

Tabla 11. Tipos de vástago con prótesis anatómicas en función de la longitud (según Denard).

Ellos no encontraron diferencias a nivel funcional a corto plazo entre el uso del vástago corto frente al standard. Si apreciaron más stress shielding en el vástago estándar, a la vez que una mayor mala alineación en el vástago corto sin comportar un cambio en los resultados funcionales. Destacan una aparición de un stress shielding medial en un 74% de los pacientes con vástago estándar contra un 50% apreciado con un vástago corto. Tuvieron que realizar un recambio de vástago corto a estándar.

De manera similar, en un estudio realizado por Razfar et al. (100), evaluaron que el vástago corto imitaba en un 78% las fuerzas distribuidas en el hueso nativo frente a un 58% que se producían con la implantación de un vástago estándar. En otro estudio, Denard et al. (98) analizan 2 vástagos anatómicos: uno con vástago corto y otro con longitud estándar. Encuentran también que la reabsorción de la cortical era más prevalente en los de longitud estándar (70%) frente a los cortos (50%) ($p=0.008$). Además, encuentran un stress shielding medial en un 31% de los vástagos estándar contra un 23% de los vástagos cortos ($p=0.348$).

Finalmente Yokoya et al. (74), con la PTI por indicación degenerativa, encontraron que el uso de vástagos con longitud superior a los 83mm eran un factor predictor per se para la reabsorción cortical, longitud que coincide con el vástago Mini que hemos usado en este estudio del sistema Comprehensive (Zimmer Biomet®). También esta barrera podría modificar los límites establecidos por Denard en la clasificación de los vástagos.

Asumimos entonces, que teóricamente los vástagos cortos que no requieren de tanta fijación diafisaria como los vástagos estándar deberían tener tasas inferiores de stress shielding (15). De la misma manera, como se demostró en la cadera (73), se espera que los vástagos de anclaje diafisario que minimizan la carga proximal

metafisaria, puedan resultar en un aumento de stress shielding humeral, aunque faltan estudios que distingan entre estos tipos de vástagos.

Por lo contrario, en nuestro trabajo obtenemos unos resultados muy elevados de stress shielding usando un vástago corto de anclaje metafisodiafisario proximal, si seguimos la clasificación de Denard.

Hay que estudiar el filling ratio o el diseño protésico como posibles factores parcialmente modificables para favorecer un menor desarrollo de esta entidad.

Filling ratio (81)

El filling ratio se refiere a la relación establecida entre el tamaño del relleno protésico respecto al tamaño del canal humeral.

Al tratarse de pacientes con una parte metafisaria deficitaria por la fractura de las tuberosidades asociada, es probable que busquemos un mayor anclaje metafisario distal, aumentando así el tamaño del vástago. En nuestro caso, en las PTI indicadas por patología degenerativa, implantamos el vástago definitivo 2 números inferiores a la última fresa usada, y por contrario, en patología traumática, implantamos el vástago definitivo de la misma talla que la última fresa usada. La elección de un vástago u otro es una decisión parcialmente controlable por el cirujano (67).

Raiss et al. (67) relatan que un proximal filling ratio (PFR) > 0.8 multiplica por 7 el riesgo de padecer stress shielding. Recomiendan el uso de vástagos algo más pequeños, aunque asumiendo que esta decisión podría conllevar una pérdida de estabilidad del vástago o una mal alineación.

Yokoya et al. (74) definen un PFR >0.7 como un predictor independiente de stress shielding al igual que Schnetzke (84), que relaciona la aparición del stress shielding con un PFR >0.6 . Hay otros estudios en que esta correlación no es significativa (56).

También es cierto que a mayor filling ratio, puede aumentar el riesgo de fractura periprotésica (101). El sexo femenino, la cirugía de revisión y el vástago no cementado son otros factores de riesgo relacionados con una posible fractura (102).

En nuestro estudio, observamos un índice superior de filling ratio diafisario y metafisario en los pacientes con stress shielding frente a los que no (103). También es cierto que no tenemos ningún caso de fractura, de mala alineación ni de aflojamiento protésico, como en otros estudios donde se usan tamaños inferiores pero con mayor riesgo de implantación protésica mal alineada (14-25%) (98,104).

Con esta misma tendencia, otros estudios recomiendan el uso de vástagos con el menor grosor que a su vez tengan una fijación primaria estable y demostrando una correcta alineación (94,105).

Con el mismo propósito de disminuir el filling ratio se han diseñado técnicas donde se intenta reducir la ocupación del canal mediante un injerto autólogo tipo "matchstick" (106), con tasas de stress shielding prometedoras a pesar de ser realizada en pacientes sin una FHP (solo hallan 3 pacientes con stress shielding de los 46 casos de la muestra (7%)) con filling ratio 0.76 metafisario y 0.67 diafisario. Este seguramente es de los factores principales a tener en cuenta, ya que es de los pocos factores vinculados con el stress shielding y que parcialmente podríamos modificar.

Destacamos la vinculación significativa que encontramos entre el stress shielding y la posición mayoritariamente debajo de la bandeja protésica (61.3%), frente a la situación por encima de la bandeja que encontramos más frecuentemente en los pacientes sin stress shielding (66.7%).

Entre otras causas también tiene influencia el diseño protésico empleado, por eso creemos que estudios futuros que comparen distintos implantes protéticos pueden ser necesarios.

Consolidación de tuberosidades

En nuestro estudio encontramos un elevado porcentaje de consolidación de tuberosidades (94.6%) a pesar del alto porcentaje de stress shielding apreciado.

Mientras que algunos autores no recomendaban la sutura de las tuberosidades fracturadas (107,108), otros firmemente recomendaban fijarlas ofreciendo mejores resultados funcionales y mejores tasas de consolidación tuberositaria (12,58).

Hay una gran variabilidad en el hallazgo de este fenómeno, que varía del 37% de consolidaciones de tuberosidades apreciado por Chun et al. (57) al 94.6% que apreciamos en nuestro estudio entre otros (7,58,103).

Destaca el trabajo de Jain et al. (109), realizando una revisión sistemática sobre el tema en PTI con indicación traumática, donde aprecia una consolidación tuberositaria en un 70,5% de los casos, aunque la gran mayoría de los estudios eran con PTI cementadas.

En la serie de Rossi et al. (6), evaluaron un total de 35 PTI no cementadas para FHP, donde la consolidación de tuberosidades fue solo de un 60%. Sin una diferencia significativa entre la prótesis cementada y la no cementada.

Lopez et al. (7) por el contrario, evaluaron un total de 45 PTI cementadas y 23 PTI no cementadas en el contexto de fracturas. Reportaron un alto nivel de consolidación de tuberosidades en las PTI no cementadas vs las cementadas (91% vs 64%, $p=0.02$).

Se ha relacionado la prótesis no cementada con un aumento de reabsorción de tuberosidades (44,82,110) aunque no en todos los estudios se obtiene este hallazgo (6). Una posible explicación de esta relación, puede ser por no poder evaluar ni discernir bien las zonas de reabsorción ósea 1-2 y 6-7 que se distinguen en la clasificación de Gruen, pero no en la de Nagels o Denard (1,17,111).

Al igual que en nuestro estudio, Lopez et al. (7) tampoco encuentran relación entre el stress shielding y la consolidación tuberositaria ($p=0.236$).

Merolla et al. (112) relacionan los vástagos inlay con una mayor reabsorción de tuberosidades. Futuros estudios serían precisos para estudiar esta vinculación establecida.

Notch

En nuestra muestra no tuvimos ningún caso de notch. Creemos que esto es debido a la implantación en la zona inferior de la metaglena, a la excentricidad de la glena que aumenta el overhang en 2,5 mm y a los 10° de tilt inferior aplicados.

Destacar que en el estudio de Mazaleyrat et al. (82) relacionan el notch con el stress shielding. Explican que el debris del polietileno causado por el notch podía dar lugar a reabsorciones óseas. En nuestro caso, donde no tenemos incidencia de notch, remarcamos que este no es un factor principal a estudio en el desarrollo del stress shielding.

7.3 Resultados clínico-funcionales

Constant Score

Por lo que respeta al Constant, obtenemos una puntuación de 58,86 (rango 36-73, DE 8,90) que no dista de los resultados obtenidos en otros estudios donde se evalúa una PTI no cementada en indicación traumática.

Autor	Nuestro estudio (2024)	Kao (2023)	Cappellari (113)(2022)	Lopiz (2022)	Rossi (2022)	Lo (2021)	Wright (2019)	Schoch (2019)	Sch-netzke (2017)	Youn (2015)	Sebastiá (2014)
Constant	58.9	55.9	54	52	59	-	-	-	57	54	56
ASES	70.2	78.6	-	70	73	91	82	48	--	76	-

Tabla 12. Resultados de la PTI no cementada con indicación traumática de húmero proximal.

ASES Score

Schoch et al. (50) compararon dos grupos de pacientes con una FHP en función de si habían sido tratados con una PTI cementada o una PTI no cementada. No encontraron diferencias a nivel de dolor ni de movilidad, aun así, sí que tuvieron un resultado peor en el ASES los pacientes intervenidos con la técnica pressfit (76.3

vs 48.0, $P=.005$), donde había ciertas actividades del día a día que estos no podían realizar.

Estos datos hay que relativizarlos, ya que el estudio tenía varias limitaciones tales como el uso de 4 implantes distintos y en el caso de las PTI no cementadas, únicamente de anclaje metafisario (según definen). También explican que tuvieron una alta tasa de reabsorción de tuberosidades o falta de consolidación y posiblemente de ahí obtendrían estos malos resultados.

Otros ASES de otros estudios tales como el nuestro, difieren de este resultado donde obtenemos una puntuación de 70.2 (rango 22,0 a 88,0, DE 12,63), Wright et al. (97) obtienen una puntuación de 82, Lo et al. (96) que obtienen 91 puntos, Youn et al. (8) con una puntuación de 76 o Lopiz et al. (7) con un total de 69.7 puntos. También hay diferencias entre los estudios que evalúan la consolidación de tuberosidades y su correlación con los datos funcionales (109).

Movilidad

Hay estudios que refieren una EA superior en las PTI cementadas en fracturas (127° vs 108°) aunque este factor probablemente esté alterado por la consolidación tuberositaria (7,114).

Resultados clínico-funcionales y Stress shielding

Con la prótesis total anatómica de hombro, Nagels et al. (1) en una muestra con 64 prótesis no cementadas y 6 cementadas, y con 49 pacientes intervenidos por artritis reumatoide y 21 por artrosis, no encontraron diferencias en el test de Constant ni en el balance articular en los pacientes en función de si estos presentaban o no stress shielding a los 5 años postoperatorios.

A su vez, Spormann et al. (70) con la prótesis total de hombro, también a los 5 años postoperatorio, no encuentran diferencias en el ASES en función del stress shielding.

En el estudio realizado por Cole et al. (115), llegan a conclusiones similares en función del stress shielding presentado por lo que respeta al SST, VAS, ASES, SANE o al balance articular. Pero por lo que respeta al grupo con una reabsorción del calcar (o stress shielding medial), observan una mejor rotación externa (aunque

ellos lo atribuyen a que de manera preoperatoria tenían una rotación externa peor, por lo que tenían más margen de mejora en el postoperatorio).

Otros estudios con la prótesis anatómica tampoco encuentran diferencias en los test clínico-funcionales en función de si presentaban o no stress shielding (15,84,92,116).

Melis et al (17) y otros grupos (5) tampoco encontraron una relevancia clínica causada por el stress shielding en las PTI.

Solo hemos encontrado dos estudios en los que el stress shielding podía conllevar unos peores resultados clínico-funcionales con la PTI por patología degenerativa, seguramente sesgados por la alta tasa de reabsorción tuberositaria.

- Raiss et al. (15): Comparan los vástagos cementados frente a los no cementados, solo encontrando SS en los vástagos no cementados (63,1%). Aunque en su estudio refieren un empeoramiento del Constant de 55 puntos vs 67 ($P < 0.001$), una peor EA 125° vs 144° ($P < 0.001$) y una menor rotación externa de 26° frente a 37° ($P < 0.001$) entre los pacientes con stress shielding, estos resultados hay que mirarlos con cautela, ya que cuando se refieren al stress shielding, lo hacen como la osteólisis o reabsorción (parcial o completa) de la parte proximal lateral del húmero, sin distinguir si hay una afectación tuberositaria (zona 1 de Gruen) o una reabsorción ósea en zona 2 que serían estrictamente los signos de remodelación radiológica del stress shielding lateral. No encuentran una afectación a nivel de los test clinicofuncionales con una reabsorción del calcar o stress shielding medial. También hay que remarcar que la gran mayoría de los pacientes con stress shielding asociaban un aflojamiento glenoideo.
- Mazaleyrat et al. (10): ocurre algo similar, en su estudio comparan prótesis cementadas vs no cementadas. Encuentran un mayor porcentaje de reabsorción tuberositaria en las PTI no cementadas (66% vs 32.1%). De la misma manera, estos atribuyen peores resultados a la PTI no cementada, pero vinculado a la alta reabsorción tuberositaria.

De manera contraria, Kim et al. (81) encuentran mejores resultados funcionales en los pacientes con mayor filling ratio (asociado a su vez a una mayor afectación de stress shielding).

Con la literatura que encontramos hasta el momento y los resultados obtenidos en este estudio, creemos que podemos afirmar que el stress shielding per se no sería un factor que tuviera una afectación directa en los test clínico-funcionales, aunque la realización de futuros estudios, donde la apreciación del stress shielding sea más reproducible, serían necesarios para corroborar esta teoría.

Consolidación de tuberosidades

Ha estado muy discutido el papel de la consolidación de las tuberosidades y su implicación en la relevancia clínica, pero progresivamente parece establecerse una relación clara entre este resultado radiológico y la ganancia de balance articular (elevación anterior y rotación externa) y el test de Constant como se demuestra en varios estudios (6,12–14) a pesar de existir cierta controversia (9–11).

Cuff (36) y Chun (57) no encontraron diferencias en los resultados, exceptuando un aumento de rotación externa en el grupo de pacientes con una consolidación de tuberosidades. No se han encontrado diferencias en el ASES.

Boileau et al. (58) con una tasa de consolidación tuberositaria del 84%, consiguen una mejor EA y RE, hallazgo reproducible en otros estudios (109).

Rossi et al. (6) encontraron una EA de 130° en PTI por fracturas, dato que se asemeja a nuestros resultados, con una media de 126,22° (rango 90-160, DE 20,08), y vinculando también, unos mejores resultados con una consolidación de tuberosidades.

En nuestro estudio, a pesar de la limitación de solo tener dos casos sin consolidación de tuberosidades, la media de EA en los pacientes con una consolidación tuberositaria es de 127.4° frente a 105° en los casos donde no hay consolidación tuberositaria (P=0.17).

El mismo hallazgo encontramos en la abducción, con una media de 119.4° en los pacientes con una consolidación de tuberosidades frente a 105° con los pacientes donde no ha habido una consolidación de estas (P=0.36).

El test de Constant, a pesar de ser superior en el grupo con consolidación tuberositaria (59.03 vs 56), tampoco es significativo estadísticamente (P=0.47).

No encontramos otras correlaciones estadísticamente significativas entre nuestros resultados.

7.4 Resultados de calidad de vida

Por el momento no hay descritos cambios a nivel de los test y parámetros de estudio de calidad de vida en los pacientes intervenidos con una prótesis total invertida no cementada de anclaje metafisodiafisario proximal en función de si presentan o no stress shielding.

Una fractura de húmero proximal tratada con una PTI en nuestro estudio implica un descenso en el SF-12 físico: 40,619 (rango 21,44 – 55,91, DE 10,37), pero no mental: 50,113 (rango 27,80 – 64,22, DE 9,48) con relación a la población general.

No encontramos diferencias significativas ni en el VAS, QuickDash, SANE, ni en el SF-12.

Por lo relativo a la consolidación de tuberosidades, Boileau et al. (58) consigue una mejor SANE en los pacientes con consolidación tuberositaria.

Si no encontramos diferencias significativas a nivel de los test clínico-funcionales, tiene sentido que esto no conlleve una relación clara con los test de calidad de vida. Aun así, hay que tomar estos datos con cautela, estudiar y observar este proceso a un mayor largo plazo para registrar posibles complicaciones o implicaciones si las tuviera en un futuro.

7.5 Limitaciones al estudio

1. Tamaño de la muestra reducido, aunque comparable al resto de los estudios publicados relacionados con el estudio de la prótesis invertida en fracturas.
2. Estudio descriptivo ambispectivo. Aun pudiendo compararnos con la literatura, tener un grupo de comparación podría aportar resultados de interés.
3. Utilización de uno solo tipo de vástago que podría dificultar el estudio del filling ratio debido a que evaluamos únicamente una geometría y podría modificarnos el stress shielding.
4. Precisamos de más tiempo de seguimiento del stress shielding para poder observar una posible progresión o no.
5. Falta de parámetros a estudio tales como la osteoporosis o el tabaco.

Nuestro estudio también tiene puntos fuertes, destacamos que incluimos una serie de casos intervenidos con una prótesis total invertida en una población homogénea por lo que respecta a la edad y a indicaciones, siendo intervenidos por un mismo cirujano senior de un mismo centro.

Respecto a los estudios que tratan la misma patología, observamos unos tamaños muestrales similares.

8. CONCLUSIONES



1. La manifestación radiológica del stress shielding se presenta en el 83.8% de los pacientes intervenidos con una prótesis total invertida tras una fractura compleja de húmero proximal y aparece antes de los 2 años en nuestro estudio.
2. A los 2 años de la intervención, este fenómeno radiológico no comporta una alteración en los estudios clínico-funcionales ni de la calidad de vida en estos pacientes.
3. A pesar de obtener una elevada tasa de stress shielding, no encontramos un mayor aflojamiento ni una falta de consolidación tuberositaria en la prótesis total invertida de vástago no cementado y de anclaje metafisodiafisario proximal.
4. La posición del troquíter postoperatorio entre los pacientes con stress shielding se encuentra mayoritariamente por debajo de la bandeja protésica mientras que entre los pacientes sin stress shielding este se localiza por encima de la bandeja protésica.
5. La consolidación de tuberosidades mejora la elevación anterior, la abducción y el test de Constant, aunque de forma no significativa en nuestro estudio.

9 .*LÍNEAS DE FUTURO*



Un hallazgo radiológico tan prevalente que causa estos signos de remodelación evidentes en prácticamente la totalidad de los casos merece un seguimiento a mayor largo plazo.

Este fenómeno ocurre muy rápidamente (a los 2 años) y hay que estudiar si ocurre en primera instancia y posteriormente se auto limita o si este progresa, para evaluar si esta reabsorción ósea puede conllevar unas eventuales posibles complicaciones futuras.

No encontramos una relevancia clínico-funcional, ni afectación a nivel de la calidad de vida, por lo cual su uso no debería de cambiar, pero si deberíamos ser cautelosos en su seguimiento ya que habitualmente el paciente que presenta una fractura de húmero proximal será un paciente mayor con osteoporosis, en el cual una pérdida de stock óseo proximal podría conllevar un aflojamiento, complicaciones o un recambio complejo.

Hay que valorar técnicas para reducir el filling ratio de manera que no resulte en un aflojamiento o en una mal alineación protésica, y con una fijación primaria correcta.

Hay estudios donde se emplea el uso de alendronato para disminuir la tasa de reabsorción ósea, siendo este efectivo en alguna serie. Se podría valorar su uso en estos pacientes.

Se podría plantear un nuevo diseño protésico, variar la composición de los materiales empleados o el uso de otra tribología.

10 .BIBLIOGRAFÍA



1. Nagels J, Stokdijk M, Rozing PM. Stress shielding and bone resorption in shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2003 Jan;12(1):35–9.
2. Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod.* 1994;64(3):175–88.
3. Denard PJ, Haidamous G, Gobezie R, Romeo AA, Lederman E. Short-term evaluation of humeral stress shielding following reverse shoulder arthroplasty using press-fit fixation compared with cemented fixation. *J Shoulder Elbow Surg.* 2020 May;29(5):906–12.
4. Broiln T, Cox R, Horneff J, Namdari S, Abboud J, Nicholson K, et al. Humeral-sided radiographic changes following reverse total shoulder arthroplasty. *Arch Bone Jt Surg [Internet].* 2019 Jan [cited 2024 Apr 14];(Online First). Available from: <https://doi.org/10.22038/abjs.2019.36065.1951>
5. Kramer M, Olach M, Zdravkovic V, Manser M, Raiss P, Jost B, et al. The effects of length and width of the stem on proximal humerus stress shielding in uncemented primary reverse total shoulder arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2023 Nov 27;144(2):663–72.
6. Rossi LA, Guillermina BM, Buljubasich M, Atala N, Tanoira I, Bongiovanni S, et al. Cemented versus uncemented reverse shoulder arthroplasty for acute proximal humeral fractures. *J Shoulder Elbow Surg.* 2022 Feb;31(2):261–8.
7. Lopiz Y, García-Fernandez C, Vallejo-Carrasco M, Garriguez-Pérez D, Achaerandio L, Tesoro-Gonzalo C, et al. Reverse shoulder arthroplasty for proximal humeral fracture in the elderly. Cemented or uncemented stem? *Int Orthop.* 2022 Mar;46(3):635–44.
8. Youn SM, Deo S, Poon PC. Functional and radiologic outcomes of uncemented reverse shoulder arthroplasty in proximal humeral fractures: cementing the humeral component is not necessary. *J Shoulder Elbow Surg.* 2016 Apr;25(4):e83–89.
9. Torrens C, Alentorn-Geli E, Mingo F, Gamba C, Santana F. Reverse shoulder arthroplasty for the treatment of acute complex proximal humeral fractures: Influence of greater tuberosity healing on the functional outcomes. *J Orthop Surg Hong Kong.* 2018;26(1):2309499018760132.
10. Mazaleyrat M, Favard L, Garaud P, Boileau P, Berhouet J. Press-fit vs. cemented humeral stem fixation for reverse shoulder arthroplasty: functional outcomes at a mean follow-up of 9.5 years. *J Shoulder Elbow Surg.* 2021 Jan;30(1):72–9.
11. Porcellini G, Montanari M, Giorgini A, Micheloni GM, Bonfatti R, Tarallo L. Great tuberosity fixation does not affect healing and clinical outcomes in RSA performed in proximal humeral fractures in elderly patients. *Musculoskelet Surg.* 2024 Mar;108(1):107–14.
12. Chandra Mohapatra N, Sahoo US, Sahoo MM. Effect of tuberosity repair on functional outcome of reverse shoulder arthroplasty in proximal humerus fractures. *Chin J Traumatol.* 2023 Mar;26(2):94–100.
13. Grubhofer F, Wieser K, Meyer DC, Catanzaro S, Beeler S, Riede U, et al. Reverse total shoulder arthroplasty for acute head-splitting, 3- and 4-part fractures of the proximal humerus in the elderly. *J Shoulder Elbow Surg.* 2016 Oct;25(10):1690–8.
14. Simovitch RW, Roche CP, Jones RB, Routman HD, Marczuk Y, Wright TW, et al. Effect of Tuberosity Healing on Clinical Outcomes in Elderly Patients Treated With a Reverse Shoulder Arthroplasty for 3- and 4-Part Proximal Humerus Fractures. *J Orthop Trauma.* 2019 Feb;33(2):e39–45.
15. Raiss P, Edwards TB, Deutsch A, Shah A, Bruckner T, Loew M, et al. Radiographic Changes Around Humeral Components in Shoulder Arthroplasty. *J Bone Jt Surg.* 2014 Apr 2;96(7):e54.

16. Gruen TA, McNeice GM, Amstutz HC. 'Modes of failure' of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. *Clin Orthop*. 1979 Jun;(141):17–27.
17. Melis B, DeFranco M, Lädermann A, Molé D, Favard L, Nérot C, et al. An evaluation of the radiological changes around the Grammont reverse geometry shoulder arthroplasty after eight to 12 years. *J Bone Joint Surg Br*. 2011 Sep;93(9):1240–6.
18. Inoue K, Suenaga N, Oizumi N, Yamaguchi H, Miyoshi N, Taniguchi N, et al. Humeral bone resorption after anatomic shoulder arthroplasty using an uncemented stem. *J Shoulder Elbow Surg*. 2017 Nov;26(11):1984–9.
19. Tsuda T. Epidemiology of fragility fractures and fall prevention in the elderly: a systematic review of the literature. *Curr Orthop Pract*. 2017 Nov;28(6):580–5.
20. McLean AS, Price N, Graves S, Hatton A, Taylor FJ. Nationwide trends in management of proximal humeral fractures: an analysis of 77,966 cases from 2008 to 2017. *J Shoulder Elbow Surg*. 2019 Nov;28(11):2072–8.
21. Kim SH, Szabo RM, Marder RA. Epidemiology of humerus fractures in the United States: nationwide emergency department sample, 2008. *Arthritis Care Res*. 2012 Mar;64(3):407–14.
22. 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(4):427–33.
23. Codman, E.A. *The Shoulder: Rupture of the Supraspinatus Tendon and Other Lesions in or about the Subacromial Bursa*. Boston: Thomas Todd Co.; 1934. 313–333 p.
24. Neer CS. Displaced proximal humeral fractures. I. Classification and evaluation. *J Bone Joint Surg Am*. 1970 Sep;52(6):1077–89.
25. Meinberg EG, Agel J, Roberts CS, Karam MD, Kellam JF. Fracture and Dislocation Classification Compendium-2018. *J Orthop Trauma*. 2018 Jan;32 Suppl 1:S1–170.
26. Mora Guix JM, Gonzalez AS, Brugalla JV, Carril EC, Baños FG. Proposed protocol for reading images of humeral head fractures. *Clin Orthop*. 2006 Jul;448:225–33.
27. Meier RA, Messmer P, Regazzoni P, Rothfischer W, Gross T. Unexpected high complication rate following internal fixation of unstable proximal humerus fractures with an angled blade plate. *J Orthop Trauma*. 2006 Apr;20(4):253–60.
28. 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 May;35(5):e703-708.
29. Chalmers PN, Slikker W, Mall NA, Gupta AK, Rahman Z, Enriquez D, et al. Reverse total shoulder arthroplasty for acute proximal humeral fracture: comparison to open reduction-internal fixation and hemiarthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*. 2014 Feb;23(2):197–204.
30. Sirveaux F, Roche O, Molé D. Shoulder arthroplasty for acute proximal humerus fracture. *Orthop Traumatol Surg Res OTSR*. 2010 Oct;96(6):683–94.
31. 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(5):401–12.
32. Wall B, Walch G. Reverse Shoulder Arthroplasty for the Treatment of Proximal Humeral Fractures. *Hand Clin*. 2007 Nov;23(4):425–30.

33. 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 Apr;89(4):516–20.
34. Wang J, Zhu Y, Zhang F, Chen W, Tian Y, Zhang Y. Meta-analysis suggests that reverse shoulder arthroplasty in proximal humerus fractures is a better option than hemiarthroplasty in the elderly. *Int Orthop.* 2016 Mar;40(3):531–9.
35. Cazeneuve JF, Cristofari DJ. [Grammont reversed prosthesis for acute complex fracture of the proximal humerus in an elderly population with 5 to 12 years follow-up]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 2006 Oct;92(6):543–8.
36. 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 Nov 20;95(22):2050–5.
37. 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 Nov;80(11):789–93.
38. Neer CS, Demarest RJ. *Shoulder reconstruction.* Philadelphia: Saunders; 1990. 551 p.
39. Baulot E, Sirveaux F, Boileau P. Grammont's Idea: The Story of Paul Grammont's Functional Surgery Concept and the Development of the Reverse Principle. *Clin Orthop.* 2011 Sep;469(9):2425–31.
40. Shi LL, Cahill KE, Ek ET, Tompson JD, Higgins LD, Warner JJP. Latissimus Dorsi and Teres Major Transfer With Reverse Shoulder Arthroplasty Restores Active Motion and Reduces Pain for Posterosuperior Cuff Dysfunction. *Clin Orthop.* 2015 Oct;473(10):3212–7.
41. Puskas GJ, Catanzaro S, Gerber C. Clinical outcome of reverse total shoulder arthroplasty combined with latissimus dorsi transfer for the treatment of chronic combined pseudoparesis of elevation and external rotation of the shoulder. *J Shoulder Elbow Surg.* 2014 Jan;23(1):49–57.
42. Gerber C, Pennington SD, Lingenfelter EJ, Sukthankar A. Reverse Delta-III total shoulder replacement combined with latissimus dorsi transfer. A preliminary report. *J Bone Joint Surg Am.* 2007 May;89(5):940–7.
43. Boileau P, Chuinard C, Roussanne Y, Bicknell RT, Rochet N, Trojani C. Reverse shoulder arthroplasty combined with a modified latissimus dorsi and teres major tendon transfer for shoulder pseudoparesis associated with dropping arm. *Clin Orthop.* 2008 Mar;466(3):584–93.
44. Boileau P. Complications and revision of reverse total shoulder arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res OTSR.* 2016 Feb;102(1 Suppl):S33-43.
45. Gerber C, Pennington SD, Nyffeler RW. Reverse total shoulder arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg.* 2009 May;17(5):284–95.
46. Brorson S, Rasmussen J, Olsen B, Frich L, Jensen S, Hróbjartsson A. Reverse shoulder arthroplasty in acute fractures of the proximal humerus: A systematic review. *Int J Shoulder Surg.* 2013;7(2):70.
47. Phadnis J, Huang T, Watts A, Krishnan J, Bain GI. Cemented or cementless humeral fixation in reverse total shoulder arthroplasty? a systematic review. *Bone Jt J.* 2016 Jan;98-B(1):65–74.

48. Terragnoli F, Zattoni G, Damiani L, Cabrioli A, Li Bassi G. Treatment of proximal humeral fractures with reverse prostheses in elderly patients. *J Orthop Traumatol Off J Ital Soc Orthop Traumatol*. 2007 Jun;8(2):71–6.
49. Ross M, Hope B, Stokes A, Peters SE, McLeod I, Duke PFR. Reverse shoulder arthroplasty for the treatment of three-part and four-part proximal humeral fractures in the elderly. *J Shoulder Elbow Surg*. 2015 Feb;24(2):215–22.
50. Schoch B, Aibinder W, Walters J, Sperling J, Throckmorton T, Sanchez-Sotelo J, et al. Outcomes of Uncemented Versus Cemented Reverse Shoulder Arthroplasty for Proximal Humerus Fractures. *Orthopedics*. 2019 Mar 1;42(2):e236–41.
51. Sasanuma H, Iijima Y, Saito T, Saito A, Saito T, Matsumura T, et al. Efficacy of fracture stem in reverse shoulder arthroplasty for 3- or 4-part proximal humerus fractures. *J Orthop Sci Off J Jpn Orthop Assoc*. 2023 Nov;28(6):1266–73.
52. Claro R, Ribau A, Fonte H, Amorim-Barbosa T, Barros LH, Sevivas N. Improved outcomes of older patients with acute and displaced proximal humerus fractures treated with window bone ingrowth fracture-specific stem reverse shoulder arthroplasty. *BMC Geriatr*. 2023 Sep 12;23(1):553.
53. Garofalo R, Flanagan B, Castagna A, Lo EY, Krishnan SG. Reverse shoulder arthroplasty for proximal humerus fracture using a dedicated stem: radiological outcomes at a minimum 2 years of follow-up-case series. *J Orthop Surg*. 2015 Aug 22;10:129.
54. Imiolczyk JP, Moroder P, Scheibel M. Fracture-Specific and Conventional Stem Designs in Reverse Shoulder Arthroplasty for Acute Proximal Humerus Fractures-A Retrospective, Observational Study. *J Clin Med*. 2021 Jan 6;10(2):175.
55. He SK, Liao JP, Guo JH, Huang FG. Fracture-Dedicated Prosthesis Promotes the Healing Rate of Greater Tuberosity in Reverse Shoulder Arthroplasty: A Meta-Analysis. *Front Surg*. 2021;8:616104.
56. Kramer M, Olach M, Zdravkovic V, Manser M, Jost B, Spross C. Cemented vs. uncemented reverse total shoulder arthroplasty for the primary treatment of proximal humerus fractures in the elderly—a retrospective case–control study. *BMC Musculoskelet Disord*. 2022 Dec 1;23(1):1043.
57. Chun YM, Kim DS, Lee DH, Shin SJ. Reverse shoulder arthroplasty for four-part proximal humerus fracture in elderly patients: can a healed tuberosity improve the functional outcomes? *J Shoulder Elbow Surg*. 2017 Jul;26(7):1216–21.
58. Boileau P, Alta TD, Decroocq L, Sirveaux F, Clavert P, Favard L, et al. Reverse shoulder arthroplasty for acute fractures in the elderly: is it worth reattaching the tuberosities? *J Shoulder Elbow Surg*. 2019 Mar;28(3):437–44.
59. Klein-Nulend J, Bakker AD, Bacabac RG, Vatsa A, Weinbaum S. Mechanosensation and transduction in osteocytes. *Bone*. 2013 Jun;54(2):182–90.
60. Oftadeh R, Perez-Viloria M, Villa-Camacho JC, Vaziri A, Nazarian A. Biomechanics and mechanobiology of trabecular bone: a review. *J Biomech Eng*. 2015 Jan;137(1):0108021–01080215.
61. Engh CA, Bobyn JD. The influence of stem size and extent of porous coating on femoral bone resorption after primary cementless hip arthroplasty. *Clin Orthop*. 1988 Jun;(231):7–28.
62. Haddad FS, Garbuz DS, Masri BA, Duncan CP. Structural proximal femoral allografts for failed total hip replacements: a minimum review of five years. *J Bone Joint Surg Br*. 2000 Aug;82(6):830–6.

63. Radl R, Aigner C, Hungerford M, Pascher A, Windhager R. Proximal femoral bone loss and increased rate of fracture with a proximally hydroxyapatite-coated femoral component. *J Bone Joint Surg Br.* 2000 Nov;82(8):1151–5.
64. Denard PJ, Raiss P, Gobezie R, Edwards TB, Lederman E. Stress shielding of the humerus in press-fit anatomic shoulder arthroplasty: review and recommendations for evaluation. *J Shoulder Elbow Surg.* 2018 Jun;27(6):1139–47.
65. Han CW, Yang IH, Lee HY, Han CD. Long-Term Follow-Up Results of a Second-Generation Cementless Femoral Prosthesis with a Collar and Straight Distal Fixation Channels. *Yonsei Med J.* 2012;53(1):186.
66. Kim YH, Park JW, Kim JS, Kang JS. Long-term Results and Bone Remodeling After THA With a Short, Metaphyseal-fitting Anatomic Cementless Stem. *Clin Orthop.* 2014 Mar;472(3):943–50.
67. Raiss P, Schnetzke M, Wittmann T, Kilian CM, Edwards TB, Denard PJ, et al. Postoperative radiographic findings of an uncemented convertible short stem for anatomic and reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2019 Apr;28(4):715–23.
68. Nagels J, Stokdijk M, Rozing PM. Stress shielding and bone resorption in shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2003 Jan;12(1):35–9.
69. Engler ID, Hart PA, Swanson DP, Kirsch JM, Murphy JP, Wright MA, et al. High prevalence of early stress shielding in stemless shoulder arthroplasty. *Semin Arthroplasty JSES.* 2022 Dec;32(4):751–6.
70. Spormann C, Durchholz H, Audigé L, Flury M, Schwyzer HK, Simmen BR, et al. Patterns of proximal humeral bone resorption after total shoulder arthroplasty with an uncemented rectangular stem. *J Shoulder Elbow Surg.* 2014 Jul;23(7):1028–35.
71. Huiskes R. Stress shielding and bone resorption in THA: clinical versus computer-simulation studies. *Acta Orthop Belg.* 1993;59 Suppl 1:118–29.
72. Inoue K, Suenaga N, Oizumi N, Yamaguchi H, Miyoshi N, Taniguchi N, et al. Humeral bone resorption after reverse shoulder arthroplasty using uncemented stem. *JSES Int.* 2020 Mar;4(1):138–43.
73. Kinkel S, Nadorf J, Thomsen MN, Heisel C, Jahnke A, Kretzer JP, et al. Fixation pattern of conical and cylindrical modular revision hip stems in different size bone defects. *Int Orthop.* 2015 Sep;39(9):1819–25.
74. Yokoya S, Harada Y, Sumimoto Y, Kikugawa K, Natsu K, Nakamura Y, et al. Factors affecting stress shielding and osteolysis after reverse shoulder arthroplasty: A multicenter study in a Japanese population. *J Orthop Sci.* 2024 Mar;29(2):521–8.
75. MacDonald SJ, Rosenzweig S, Guerin JS, McCalden RW, Bohm ER, Bourne RB, et al. Proximally Versus Fully Porous-coated Femoral Stems: A Multicenter Randomized Trial. *Clin Orthop.* 2010 Feb;468(2):424–32.
76. Shoulder Friends Institute, Barth J, Garret J, Geais L, Bothorel H, Saffarini M, et al. Influence of uncemented humeral stem proximal geometry on stress distributions and torsional stability following total shoulder arthroplasty. *J Exp Orthop.* 2019 Dec;6(1):8.
77. Yamako G, Janssen D, Hanada S, Anijs T, Ochiai K, Totoribe K, et al. Improving stress shielding following total hip arthroplasty by using a femoral stem made of β type Ti-33.6Nb-4Sn with a Young's modulus gradation. *J Biomech.* 2017 Oct;63:135–43.

78. Hanada S, Masahashi N, Jung TK, Yamada N, Yamako G, Itoi E. Fabrication of a high-performance hip prosthetic stem using β Ti-33.6Nb-4Sn. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2014 Feb;30:140–9.
79. Anguiano-Sanchez J, Martinez-Romero O, Siller HR, Diaz-Elizondo JA, Flores-Villalba E, Rodriguez CA. Influence of PEEK Coating on Hip Implant Stress Shielding: A Finite Element Analysis. *Comput Math Methods Med*. 2016;2016:1–10.
80. Hughes SS, Furia JP, Smith P, Pellegrini VD. Atrophy of the proximal part of the femur after total hip arthroplasty without cement. A quantitative comparison of cobalt-chromium and titanium femoral stems with use of dual x-ray absorptiometry.: *J Bone Jt Surg*. 1995 Feb;77(2):231–9.
81. Kim SC, Park JH, Bukhary H, Yoo JC. Humeral stem with low filling ratio reduces stress shielding in primary reverse shoulder arthroplasty. *Int Orthop*. 2022 Jun;46(6):1341–9.
82. Mazaleyrat M, Favard L, Boileau P, Berhouet J. Humeral osteolysis after reverse shoulder arthroplasty using cemented or cementless stems comparative retrospective study with a mean follow-up of 9 years. *Orthop Traumatol Surg Res OTSR*. 2021 Jun;107(4):102916.
83. Sanchez-Sotelo J, O'Driscoll SW, Torchia ME, Cofield RH, Rowland CM. Radiographic assessment of cemented humeral components in shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*. 2001 Nov;10(6):526–31.
84. Schnetzke M, Coda S, Raiss P, Walch G, Loew M. Radiologic bone adaptations on a cementless short-stem shoulder prosthesis. *J Shoulder Elbow Surg*. 2016 Apr;25(4):650–7.
85. 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 Apr;86(3):388–95.
86. Brooker AF, Bowerman JW, Robinson RA, Riley LH. Ectopic ossification following total hip replacement. Incidence and a method of classification. *J Bone Joint Surg Am*. 1973 Dec;55(8):1629–32.
87. Constant CR, Gerber C, Emery RJH, Sjøbjerg JO, Gohlke F, Boileau P. A review of the Constant score: modifications and guidelines for its use. *J Shoulder Elbow Surg*. 2008;17(2):355–61.
88. Richards RR, An KN, Bigliani LU, Friedman RJ, Gartsman GM, Gristina AG, et al. A standardized method for the assessment of shoulder function. *J Shoulder Elbow Surg*. 1994 Nov;3(6):347–52.
89. Hayes, M. Experimental development of the graphic rating method. *Psychological Bulletin*. 1921;18:98–9.
90. 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 May;87(5):1038–46.
91. Dot Pascuet I, Arregui Gallego D, Valdez D, Rodriguez Gangoso A, Ferrando A. [Translated article] Influence of lateralized reverse shoulder prosthesis design on tuberosity union in proximal humerus fractures. *Rev Espanola Cirugia Ortop Traumatol*. 2023;67(3):T193–201.
92. Harmsen SM, Norris TR. Radiographic changes and clinical outcomes associated with an adjustable diaphyseal press-fit humeral stem in primary reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*. 2017 Sep;26(9):1589–97.
93. Giuseffi SA, Streubel P, Sperling J, Sanchez-Sotelo J. Short-stem uncemented primary reverse

- shoulder arthroplasty: clinical and radiological outcomes. *Bone Jt J.* 2014 Apr;96-B(4):526–9.
94. Aibinder WR, Bartels DW, Sperling JW, Sanchez-Sotelo J. Mid-term radiological results of a cementless short humeral component in anatomical and reverse shoulder arthroplasty. *Bone Jt J.* 2019 May;101-B(5):610–4.
 95. Ascione F, Domos P, Guarrella V, Chelli M, Boileau P, Walch G. Long-term humeral complications after Grammont-style reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2018 Jun;27(6):1065–71.
 96. Lo EY, Rizkalla J, Montemaggi P, Majekodunmi T, Krishnan SG. Clinical and radiographic outcomes of cementless reverse total shoulder arthroplasty for proximal humeral fractures. *J Shoulder Elbow Surg.* 2021 Aug;30(8):1949–56.
 97. Wright JO, Ho A, Kalma J, Koueiter D, Esterle J, Marcantonio D, et al. Uncemented Reverse Total Shoulder Arthroplasty as Initial Treatment for Comminuted Proximal Humerus Fractures. *J Orthop Trauma.* 2019 Jul;33(7):e263–9.
 98. Denard PJ, Noyes MP, Walker JB, Shishani Y, Gobezie R, Romeo AA, et al. Proximal stress shielding is decreased with a short stem compared with a traditional-length stem in total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2018 Jan;27(1):53–8.
 99. Raiss P, Bruckner T, Rickert M, Walch G. Longitudinal Observational Study of Total Shoulder Replacements with Cement: Fifteen to Twenty-Year Follow-up. *J Bone Jt Surg.* 2014 Feb 5;96(3):198–205.
 100. Razfar N, Reeves JM, Langohr DG, Willing R, Athwal GS, Johnson JA. Comparison of proximal humeral bone stresses between stemless, short stem, and standard stem length: a finite element analysis. *J Shoulder Elbow Surg.* 2016 Jul;25(7):1076–83.
 101. Athwal GS, Sperling JW, Rispoli DM, Cofield RH. Periprosthetic Humeral Fractures During Shoulder Arthroplasty: *J Bone Jt Surg-Am Vol.* 2009 Mar;91(3):594–603.
 102. De Joode SGCJ, Kriechling P, Volp AS, Klotz S, Farshad M, Wieser K, et al. The effect of humeral diaphyseal stem filling ratio on clinical and radiological outcome. *Semin Arthroplasty JSES.* 2024 Jan;S1045452724000014.
 103. Goñalons-Giol F, Ventura-Parellada C, Gàmez-Baños F, Mora-Guix JM. Stress shielding: short-term radiological results of the reverse shoulder arthroplasty with an anatomic proximal coated stem in proximal humeral fractures. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2024 Feb;144(2):783–90.
 104. Abdic S, Athwal GS, Wittmann T, Walch G, Raiss P. Short stem humeral components in reverse shoulder arthroplasty: stem alignment influences the neck-shaft angle. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2021 Feb;141(2):183–8.
 105. Synnott S, Langohr GDG, Reeves JM, Johnson JA, Athwal GS. The effect of humeral implant thickness and canal fill on interface contact and bone stresses in the proximal humerus. *JSES Int.* 2021 Sep;5(5):881–8.
 106. Montemaggi P, Lo EY, Ouseph A, Lund J, Krishnan SG. Cementless Reverse Total Shoulder Arthroplasty Implantation With Humeral Matchstick Autograft Augmentation: Early Radiographic Outcomes. *J Shoulder Elbow Surg.* 2024 Jan;S1058274624000223.
 107. 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 OTSR.* 2009 Sep;95(5):325–9.
 108. Klein M, Juschka M, Hinkenjann B, Scherger B, Ostermann PAW. Treatment of comminuted

fractures of the proximal humerus in elderly patients with the Delta III reverse shoulder prosthesis. *J Orthop Trauma*. 2008;22(10):698–704.

109. Jain NP, Mannan SS, Dharmarajan R, Rangan A. Tuberosity healing after reverse shoulder arthroplasty for complex proximal humeral fractures in elderly patients—does it improve outcomes? A systematic review and meta-analysis. *J Shoulder Elbow Surg*. 2019 Mar;28(3):e78–91.
110. Bogle A, Budge M, Richman A, Miller RJ, Wiater JM, Voloshin I. Radiographic results of fully uncemented trabecular metal reverse shoulder system at 1 and 2 years' follow-up. *J Shoulder Elbow Surg*. 2013 Apr;22(4):e20-25.
111. Boileau P, Melis B, Duperron D, Moineau G, Rumian AP, Han Y. Revision surgery of reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*. 2013 Oct;22(10):1359–70.
112. Merolla G, Walch G, Ascione F, Paladini P, Fabbri E, Padolino A, et al. Grammont humeral design versus onlay curved-stem reverse shoulder arthroplasty: comparison of clinical and radiographic outcomes with minimum 2-year follow-up. *J Shoulder Elbow Surg*. 2018 Apr;27(4):701–10.
113. Cappellari A, Trovarelli G, Andriolo M, Berizzi A, Ruggieri P. Reverse shoulder arthroplasty for treatment of proximal humerus complex fractures in elderly: A single institution experience. *Injury*. 2022 Mar;53 Suppl 1:S2–7.
114. Kao DS, Protzuk OA, O'Connell RS. Clinical outcomes of cemented vs. uncemented reverse total shoulder arthroplasty for proximal humerus fractures: a systematic review. *Eur J Orthop Surg Traumatol Orthop Traumatol*. 2023 Jul;33(5):2063–8.
115. Cole EW, Moulton SG, Gobezie R, Romeo AA, Walker JB, Lederman E, et al. Five-year radiographic evaluation of stress shielding with a press-fit standard length humeral stem. *JSES Int*. 2020 Mar;4(1):109–13.
116. McElwain JP, English E. The early results of porous-coated total shoulder arthroplasty. *Clin Orthop*. 1987 May;(218):217–24.

11 .ANEXOS



11.1 Anexo I: Certificado CEIC

CST: CONSORCI SANITARI DE TERRASSA | Ctra. Torrebonica, s/n
08227 Terrassa | t +34 93 731 00 07
www.cst.cat

INFORME DEL COMITÉ DE ÉTICA DE INVESTIGACIÓN CLÍNICA

La Dra. Esther Jovell Fernández, Vicepresidenta del Comité de Ética de Investigación Clínica del Consorci Sanitari de Terrassa

CERTIFICA

Que este Comité ha aprobado, con fecha 03 de febrero de 2017, el estudio titulado **Tratamiento de las fracturas del húmero proximal con prótesis total invertida (PTI) con vástago anatómico no cementado. Resultados clínicos y radiológicos** que será realizado por el Dr. Josep M^a Mora Guix como investigador principal y considera que:

Se cumplen los requisitos necesarios de idoneidad del protocolo en relación con los objetivos del estudio y están justificados los riesgos y molestias previsibles para el sujeto.

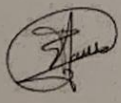
La capacidad investigadora y los medios disponibles son apropiados para llevar a cabo el estudio.

Son adecuados el procedimiento para obtener el consentimiento informado, y el modo de reclutamiento previsto.

Y que este Comité acepta que dicho estudio sea realizado en el Consorci Sanitari de Terrassa por el Dr. Josep M^a Mora Guix como investigador principal.

Se acuerda emitir **INFORME FAVORABLE**.

Lo que firmo en Terrassa a 03 de febrero de 2017



Dra. Esther Jovell Fernández

11.2 Anexo II: Publicación del artículo.

Referencia bibliográfica:

Goñalons-Giol F, Ventura-Parellada C, Gàmez-Baños F, Mora-Guix JM. Stress shielding: short-term radiological results of the reverse shoulder arthroplasty with an anatomic proximal coated stem in proximal humeral fractures. Arch Orthop Trauma Surg. 2024 Feb;144(2):783–90.

Enlace a publicación digital:

<https://link.springer.com/article/10.1007/s00402-023-05169-2>

Doi: <https://doi.org/10.1007/s00402-023-05169-2>

Enlace a publicación digital:

<https://link.springer.com/article/10.1007/s00402-023-05169-2>

Doi: <https://doi.org/10.1007/s00402-023-05169-2>

Enlace a publicación digital:

<https://link.springer.com/article/10.1007/s00402-023-05169-2>

Doi: <https://doi.org/10.1007/s00402-023-05169-2>

Enlace a publicación digital:

<https://link.springer.com/article/10.1007/s00402-023-05169-2>

Doi: <https://doi.org/10.1007/s00402-023-05169-2>

Enlace a publicación digital:

<https://link.springer.com/article/10.1007/s00402-023-05169-2>

Doi: <https://doi.org/10.1007/s00402-023-05169-2>

Enlace a publicación digital:

<https://link.springer.com/article/10.1007/s00402-023-05169-2>

Doi: <https://doi.org/10.1007/s00402-023-05169-2>

Enlace a publicación digital:

<https://link.springer.com/article/10.1007/s00402-023-05169-2>

Doi: <https://doi.org/10.1007/s00402-023-05169-2>

Enlace a publicación digital:

<https://link.springer.com/article/10.1007/s00402-023-05169-2>

Doi: <https://doi.org/10.1007/s00402-023-05169-2>

Enlace a publicación digital:

<https://link.springer.com/article/10.1007/s00402-023-05169-2>

Doi: <https://doi.org/10.1007/s00402-023-05169-2>

11.3 Anexo III: Test de Constant

CONSULTAS EXTERNAS	UNIDAD DE HOMBRO				
CONSTANT SCORE					
NHC y Nombre del Paciente	Operación/Diagnostico: _____ Fecha: _____ Lateralidad: R L				
Examen: Pre-op 3 meses 6 meses 1 año 2 años ___ años					
A.- Dolor (/15): media (1 + 2/2) <input style="width: 30px; height: 20px;" type="text"/> A 1. ¿Cuánto dolor tiene dolor en el hombro en sus actividades de la vida diaria? No = 15 pts, Mild pain = 10 pts, Moderate = 5 pts, Severe or permanent = 0 pts. _____ 2. Escala lineal: Si "0" significa no tener dolor y "15" el mayor dolor que pueda sentir, haga un círculo sobre el nivel de dolor de su hombro a La puntuación es inversamente proporcional a la la escala de dolor (Por ejemplo, un nivel de 5 son 10 puntos)					
Nivel de dolor: <input style="width: 100%; height: 15px;" type="text"/> Puntos: <input style="width: 100%; height: 15px;" type="text"/>					
B.- Actividades de la vida diaria (/20) Total (1 + 2 + 3 + 4) <input style="width: 30px; height: 20px;" type="text"/> B 1. ¿Esta limitada tu vida diaria por tu hombro? No = 4, Limitacio moderada = 2, Limitacion severa = 0 _____ 2. ¿Esta limitada tu actividad deportiva por tu hombro? No = 4, Limitacio moderada = 2, Limitacion severa = 0 _____ 3. ¿Te despiertas por el dolor de hombro? No = 2, A veces = 1, Si = 0 _____ 4. ¿Hasta que altura puedes elevar tu brazo para coger un objeto (pe. un vaso)? Cintura = 2, Xiphoides (esternon) = 4, Cuello = 6, Cabeza = 8, Sobre cabeza = 10 _____					
C.- Balance articular (/40): Total (1 + 2 + 3 + 4) <input style="width: 30px; height: 20px;" type="text"/> C <table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 50%; vertical-align: top;"> 1.- Flexion anterior: 0-3 0 pts 31-60 2 pts _____ 61-90 4 pts 91-120 6 pts 121-150 8 pts > 150 10 pts </td> <td style="width: 50%; vertical-align: top;"> 2.- Abduccion: 0-30 31-60 _____ 61-90 91-120 121-150 > 150 </td> </tr> <tr> <td style="vertical-align: top;"> 3.- Rotacion externa: _____ Mano nuca 0 pts Mano detras de la cabeza y codos delante 2 pts Mano detras de la cabeza y codos detras 4 pts Mano sobre la cabeza y codos delante 6 pts Mano sobre la cabeza y codos detras 8 pts Elevacion completa del brazo 10 pts </td> <td style="vertical-align: top;"> 4.- Rotacion interna: (Pulgar hasta) _____ Muslo Nalga Artic. SI Cintura T12 Entre las escapulas </td> </tr> </table>		1.- Flexion anterior: 0-3 0 pts 31-60 2 pts _____ 61-90 4 pts 91-120 6 pts 121-150 8 pts > 150 10 pts	2.- Abduccion: 0-30 31-60 _____ 61-90 91-120 121-150 > 150	3.- Rotacion externa: _____ Mano nuca 0 pts Mano detras de la cabeza y codos delante 2 pts Mano detras de la cabeza y codos detras 4 pts Mano sobre la cabeza y codos delante 6 pts Mano sobre la cabeza y codos detras 8 pts Elevacion completa del brazo 10 pts	4.- Rotacion interna: (Pulgar hasta) _____ Muslo Nalga Artic. SI Cintura T12 Entre las escapulas
1.- Flexion anterior: 0-3 0 pts 31-60 2 pts _____ 61-90 4 pts 91-120 6 pts 121-150 8 pts > 150 10 pts	2.- Abduccion: 0-30 31-60 _____ 61-90 91-120 121-150 > 150				
3.- Rotacion externa: _____ Mano nuca 0 pts Mano detras de la cabeza y codos delante 2 pts Mano detras de la cabeza y codos detras 4 pts Mano sobre la cabeza y codos delante 6 pts Mano sobre la cabeza y codos detras 8 pts Elevacion completa del brazo 10 pts	4.- Rotacion interna: (Pulgar hasta) _____ Muslo Nalga Artic. SI Cintura T12 Entre las escapulas				
D.- Fuerza (/25): Puntos: media (kg) x 2 = <input style="width: 30px; height: 20px;" type="text"/> D Primera medicion: Segunda medicion: Tercera medicion: Cuarta medicion: Quinta medicion: Average pulls: _____					
TOTAL (/100): A + B + C + D <input style="width: 30px; height: 20px;" type="text"/>					

11.4 Anexo IV: Test ASES

CONSULTAS EXTERNAS	UNIDAD DE HOMBRO	
ASES SCORE		
<div style="border: 1px solid black; height: 60px; width: 100%;"></div> <p style="font-size: small; margin-top: 5px;">NHC y Nombre del Paciente</p>	Operación/Diagnostico: _____ Examen: Pre-op 3 meses 6 meses 1 año 2 años ___ años	Fecha: _____ Lateralidad: R L

Dolor:

¿Qué intensidad de dolor siente hoy? (haga una marca en la línea)



Función:

Rodee con un círculo el número que describa su capacidad para realizar las siguientes actividades: 0=Imposible, 1= Con mucha dificultad, 2=Con cierta dificultad, 3= Sin ninguna dificultad		
Actividad	Con brazo derecho	Con brazo izquierdo
1. Ponerse un abrigo	0 1 2 3	0 1 2 3
2. Dormir sobre el lado afectado o dolorido	0 1 2 3	0 1 2 3
3. Lavarse la espalda/abrocharse el sujetador por detrás	0 1 2 3	0 1 2 3
4. Limpiarse tras la micción y defecación	0 1 2 3	0 1 2 3
5. Peinarse	0 1 2 3	0 1 2 3
6. Llegar a una balda alta	0 1 2 3	0 1 2 3
7. Levantar 4,5 kg. por encima del hombro (ej. 3 botellas de agua de 1,5 kg.)	0 1 2 3	0 1 2 3
8. lanzar una pelota por encima de la cabeza (ej. Saque de banda, tirar una piedra)	0 1 2 3	0 1 2 3
9. Realizar su trabajo habitual	0 1 2 3	0 1 2 3
10. Realizar su deporte habitual	0 1 2 3	0 1 2 3

11.5 Anexo V: Quick DASH

Nombre _____ Fecha ___/___/___

Quick DASH (Spanish)

Por favor evalúe su capacidad de ejecutar las siguientes actividades durante la última semana. Indíquelo con hacer un círculo alrededor del número que le corresponda a su respuesta.

	Ninguna Dificultad	Dificultad Leve	Dificultad Moderada	Dificultad Severa	No lo puedo ejecutar
1. Abrir un pomo nuevo o apretado	1	2	3	4	5
2. Hacer quehaceres domésticos pesados (p. ej. lavar paredes, ventanas o el piso)	1	2	3	4	5
3. Cargar una bolsa de mercado o un portafolio	1	2	3	4	5
4. Lavarse la espalda	1	2	3	4	5
5. Usar cuchillo para cortar la comida	1	2	3	4	5
6. Participar en actividades recreativas en las cual usted tome alguna fuerza o impacto a través de su brazo, hombro o mano (p. ej. jugar al béisbol, boliche, o martillar)	1	2	3	4	5

	Para Nada	Un Poco	Moderado	Bastante	Incapaz
7. Durante la última semana, ¿hasta qué punto le ha dificultado su problema de brazo, mano u hombro como para limitar o prevenir su participación en actividades sociales normales con la familia o conocidos?	1	2	3	4	5

	Para Nada	Un Poco	Con Moderación	Bastante Limitado/a	Limitado/a Totalmente
8. Durante la semana pasada, ¿estuvo limitado/a en su trabajo u otras actividades diarias por causa del problema con su brazo, hombro o mano?	1	2	3	4	5

Por favor califique la gravedad de los síntomas siguientes durante la última semana	Ningún Síntoma	Leve	Moderado	Severo	Extremo
9. Dolor de brazo, hombro o mano	1	2	3	4	5
10. Hormigueo (pinchazos) en el brazo, hombro o mano	1	2	3	4	5

	Ninguna Dificultad	Dificultad Leve	Dificultad Moderada	Dificultad Severa	Tanto, que no puedo dormir
11. Durante la última semana, ¿cuánta dificultad ha tenido para dormir a causa del dolor en el brazo, hombro o mano?	1	2	3	4	5

11.6 Anexo VI – Test SF-12



CUESTIONARIO DE SALUD SF-12

Instrucciones:

Las preguntas que siguen se refieren a lo que usted piensa sobre su salud. Sus respuestas permitirán saber cómo se encuentra usted y hasta qué punto es capaz de hacer actividades habituales.

Por favor, conteste cada pregunta marcando una casilla. Si no está seguro/a de cómo responder a una pregunta, por favor, conteste lo que le parezca más cierto.

1. En general, usted diría que su salud es:

- Excelente
- Muy buena
- Buena
- Regular
- Mala

2. Su salud actual, ¿le limita para hacer esfuerzos moderados, como mover una mesa, pasar la aspiradora, jugar a los bolos o caminar más de una hora?

- Sí, me limita mucho
- Sí, me limita un poco
- No, no me limita nada

3. Su salud actual, ¿le limita para subir varios pisos por la escalera?

- Sí, me limita mucho
- Sí, me limita un poco
- No, no me limita nada

4. Durante las 4 últimas semanas, ¿hizo menos de lo que hubiera querido hacer, a causa de su salud física?

- Sí
- No

5. Durante las 4 últimas semanas, ¿tuvo que dejar de hacer algunas tareas en su trabajo o en sus actividades cotidianas, a causa de su salud física?

- Sí
- No

6. Durante las 4 últimas semanas, ¿hizo menos de lo que hubiera querido hacer, a causa de algún problema emocional (como estar triste, deprimido, o nervioso)?

- Sí**
- No**

7. Durante las 4 últimas semanas, ¿no hizo su trabajo o sus actividades cotidianas tan cuidadosamente como de costumbre, a causa de algún problema emocional (como estar triste, deprimido, o nervioso)?

- Sí**
- No**

8. Durante las 4 últimas semanas, ¿hasta qué punto el dolor le ha dificultado su trabajo habitual (incluido el trabajo fuera de casa y las tareas domésticas)?

- Siempre**
- Casi siempre**
- Algunas veces**
- Muchas veces**
- Sólo alguna vez**
- Nunca**

9. Durante las 4 últimas semanas, ¿cuánto tiempo se sintió calmado y tranquilo?

- Siempre**
- Casi siempre**
- Algunas veces**
- Muchas veces**
- Sólo alguna vez**
- Nunca**

10. Durante las 4 últimas semanas, ¿cuánto tiempo tuvo mucha energía?

- Siempre**
- Casi siempre**
- Algunas veces**
- Muchas veces**
- Sólo alguna vez**
- Nunca**

11. Durante las 4 últimas semanas, ¿cuánto tiempo se sintió desanimado y triste?

- Siempre
- Casi siempre
- Algunas veces
- Muchas veces
- Sólo alguna vez
- Nunca

12. Durante las 4 últimas semanas, ¿con qué frecuencia la salud física o los problemas emocionales le han dificultado sus actividades sociales (como visitar a los amigos o familiares)?

- Siempre
- Casi siempre
- Algunas veces
- Muchas veces
- Sólo alguna vez
- Nunca

11.7 Anexo VII – Visual Analogue Scale(VAS)

