



Universitat Autònoma de Barcelona

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:  http://cat.creativecommons.org/?page_id=184

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:  <http://es.creativecommons.org/blog/licencias/>

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>



**Universitat Autònoma
de Barcelona**

Facultad de Medicina
Departamento de Cirugía
Programa de Doctorado en Cirugía y Ciencias Morfológicas

**ESTUDIO DE LAS PLASTIAS DE DORSAL ANCHO Y
REDONDO MAYOR EN LAS ARTROPLASTIAS
TOTALES INVERTIDAS DE HOMBRO**

Tesis doctoral de

Javier Alonso-Rodríguez Piedra

Directores:

José María Mora Guix

Joan Minguell Moñart

Tutor:

Joan Minguell Moñart

Barcelona, 15 de marzo del 2020

FIRMAS:

Director de la tesis

Dr. José M^a Mora Guix

Director y Tutor de la tesis

Dr. Joan Minguell Moñart

Doctorando

Javier Alonso-Rodríguez Piedra

A vosotros, Aitatxu y Amatxu, que os habéis ido tan rápido... Porque sé que desde el cielo nos cuidáis. Porque desde el cielo participáis de nuestras vidas.

AGRADECIMIENTOS

A mi padre. Porque sé que le hubiese hecho especial ilusión compartir este día. Por ser un ejemplo de vida, de persona, de trabajo. Por enseñarnos a disfrutar de la familia.

A mi madre. Por inculcarme la idea de la medicina. Por querernos siempre contra todo viento. Por tirar siempre del carro. Por enseñarnos a desvivirnos por el resto.

A mi pareja, Quimey. Por acompañarme en este viaje que hemos emprendido juntos. Por consolarme en estos últimos meses. Por darme fuerza para seguir. Por motivarme cada mañana. Por iluminarme el camino.

A mi gran familia, imposible nombrarlos a todos. Por estar ahí, siempre.

Al Dr. Mora. Por su paciencia y dedicación. Por su pasión por la investigación, y su voluntad por transmitírnosla. Por tener siempre un hueco para hablar y repasar.

A todos mis compañeros del Consorci Sanitari de Terrassa, en especial a los adjuntos, residentes, secretarias y enfermeras con los que comparto el día a día. Por acompañarme desde el primer día, y por hacerlo todo más fácil con el buen ambiente que tenemos. Que no lo perdamos.

A los compañeros del CAR de Sant Cugat, al Dr. Valls y a la Dra. Jovell. Por su ayuda y disposición a colaborar en el desarrollo de este proyecto.

Al Dr. Nardi, por comenzar este proyecto. Y al Dr. Minguell por, a pesar de recibir el proyecto iniciado, implicarse y ayudarme a concluirlo.

ABREVIATURAS

ATIH	Artroplastia Total Invertida de Hombro
PDARM	Plastia de Dorsal Ancho y Redondo Mayor.
PTH	Protesis Total de Hombro
DA	Dorsal Ancho
RM	Redondo Mayor
TSE	Tendón Supraespinoso
TIE	Tendón Infraespinoso
TSbE	Tendón Subescapular
TRM	Tendón Redondo Mayor
TRm	Tendón Redondo Menor
TP	Tendón del Pectoral
EA	Elevación anterior
ABD	Abducción
RE	Rotación externa
RI	Rotación interna
RMN	Resonancia Magnética
BM	Biomecánico
EMG	Electromiograma
RHB	Rehabilitación
ILER	Isolated Loss of External Rotation
CLEER	Combined Loss of Elevation and External Rotation
BA	Balance articular

ÍNDICE

I.	RESUMEN	14
II.	INTRODUCCIÓN	18
1.	Historia de la artroplastia de hombro	19
1.1	Primeras referencias	19
1.2	Primera generación de PTH	19
1.3	Segunda generación de PTH	20
1.4	Primeros diseños de ATIH	20
1.5	Tercera generación de PTH	21
1.6	Resurgimiento de las ATIH	21
2.	Fundamentos biomecánicos	23
2.1	En el hombro nativo.....	23
2.2	En las ATIH	24
2.2.1	Centro de rotación. Fijo y medializado.....	24
2.2.2	Medialización del componente humeral.....	25
2.2.3	Composición semiconstreñida. Estabilidad inherente.	26
2.2.4	Función del deltoides	26
2.3	Su desafío: la rotación externa.....	27
3.	Plastia del dorsal ancho	28
3.1	Recuerdo anatómico.....	28
3.2	Reseñas históricas.....	28
3.3	Indicaciones	29
3.4	Consideraciones.....	30
4.	Dinamometria isocinética	31
4.1	Historia.....	31
4.2	Fundamentos	32
4.3	Metodología.....	33
5.	Electromiografía	34
5.1	Historia.....	34
5.2	Fundamentos	34
5.3	Aplicaciones	35
6.	Justificación del Estudio.....	36
III.	HIPÓTESIS	38
IV.	OBJETIVOS	42

V. MATERIAL Y MÉTODO 46

1. Diseño del estudio	47
1.1 Muestra.....	47
1.1.1 Criterios de inclusión	47
1.1.2 Criterios de exclusión	48
1.1.3 Grupos de comparación	48
1.2 Variables analizadas	50
1.2.1 Variables descriptivas.....	50
1.2.2 Variables biomecánicas.....	50
1.2.3 Variables clinico-funcionales	51
1.2.4 Variables electromiográficas	51
2. Valoración inicial preoperatoria	52
2.1 Anamnesis.....	52
2.2 Revisión clinico-funcional	52
2.3 Pruebas complementarias	55
3. Técnica quirúrgica	57
4. Rehabilitación postoperatoria.....	59
5. Estudio de los pacientes	60
5.1 Descripción radiológica	60
5.2 Revisión clinico-funcional	61
5.3 Estudio biomecánico.....	62
5.4 Estudio electromiográfico	63
6. Análisis de las variables.....	64
6.1 Definición de las variables descriptivas.....	64
6.2 Comparación de los resultados biomecánicos del hombro intervenido con los resultados biomecánicos del hombro control	64
6.2.1 De la rotación externa.....	64
6.2.2 De la rotación interna.....	64
6.2.3 Del ratio interno/externo	64
6.3 Comparación de los resultados clinico-funcionales del hombro intervenido	65
6.4 Comparación de los resultados EMG del hombro control y del intervenido	65
6.5 Análisis de las relaciones intermedias en el hombro intervenido.....	65
6.5.1 De los resultados biomecánicos en RE con el test de Constant	65
6.5.2 De los resultados biomecánicos en RI con el test de Constant	66
6.5.3 De los resultados EMG con el test de Constant	66
6.5.4 De los resultados biomecánicos en RE con los resultados EMG	66
6.6 Análisis bivariados.....	66
7. Análisis estadístico.....	67
8. Aspectos éticos	68

VI.	RESULTADOS	70
1.	Estadística Descriptiva	71
1.1	Muestra	71
1.1.1.	Muestra final	71
1.1.2.	Variabes demográficas	72
1.2	Descripción de los resultados preoperatorios	74
1.2.1	Radiológicos	74
1.2.2	Clinico-funcionales	75
1.3	Descripción resultados postoperatorios	76
1.3.1	Radiológicos	76
1.3.2	Clinico-funcionales	77
1.3.2.1	Del hombro intervenido	77
1.3.2.2	Del hombro contralateral	78
1.3.3	Biomecánicos	79
1.3.4	Electromiográficos	81
2.	Estadística comparativa	82
2.1	Comparación de los resultados biomecánicos del hombro intervenido con los resultados biomecánicos del hombro control	82
2.1.1	De la rotación externa	82
2.1.2	De la rotación interna	84
2.1.3	Del ratio interno/externo	85
2.2	Comparación de los resultados clinico-funcionales del hombro intervenido	86
2.2.1	De los tests clínicos	86
2.2.2	Del test de Constant	87
2.3	Comparación de los resultados EMG del hombro control y del intervenido	88
2.4	Análisis de las relaciones intermedias en el hombro intervenido	89
2.4.1	De los resultados biomecánicos en RE con el test de Constant	89
2.4.2	De los resultados biomecánicos en RI con el test de Constant	90
2.4.3	De los resultados EMG con el test de Constant	91
2.4.4	De los resultados biomecánicos en RE con los resultados EMG	92
2.5	Análisis bivariados	93
VII.	DISCUSIÓN	96
VIII.	CONCLUSIONES	112
IX.	LIMITACIONES	114
X.	LÍNEAS DE FUTURO	116
XI.	BIBLIOGRAFÍA	118
XII.	ANEXOS	120

ÍNDICE DE FIGURAS:

Figura 1: Primeros diseños.....	19
Figura 2: Primeros modelos de ATIH.	20
Figura 3: A la izquierda, estudios anatómicos de Boileau sobre el húmero proximal. A la derecha, diseño Trompette de Grammont.....	21
Figura 4: Delta III de Grammont.	22
Figura 5: Variación del centro de rotación del húmero en función de la abducción.	23
Figura 6: Vectores estabilizadores del hombro.	23
Figura 7: Fisiopatología de la artropatía por lesión del manguito rotador.	24
Figura 8: Variación del centro de rotación entre los primeros diseños de ATIH y el de Grammont	25
Figura 9: Influencia de la inclinación del cuello humeral en la medialización y distalización del húmero.	25
Figura 10: Modificación del vector de fuerza del deltoides tras una ATIH	26
Figura 11: Anatomía del dorsal ancho	29
Figura 12: ATIH + Plastia del dorsal ancho.....	30
Figura 13: Gráfica de la contracción muscular. Tipos de contracción muscular.	33
Figura 14: Ejemplo de dinamómetro isocinético	34
Figura 15: Tests de Lag sign (izquierda) y Hornblower (derecha)	53
Figura 16: Proyecciones radiológicas preoperatorias.	55
Figura 17: Imágenes RMN preoperatorias.....	56
Figura 18: Imagen del abordaje y exposición de la rotura masiva de los rotadores.	58
Figura 19: Imágenes quirúrgicas.....	58
Figura 20: Imágenes quirúrgicas.....	58
Figura 21: Inmovilización del postoperatorio	59
Figura 22: Rx postoperatorias.....	60
Figura 23: Colocación de los pacientes para la exploración biomecánica. A la izquierda, valoración de la RE1. A la derecha, valoración de la RE2.....	62
Figura 24: Colocación aproximada de los electrodos EMG. Flecha roja para el TRm. Flecha amarilla para el LD.	63

ÍNDICE DE TABLAS:

Tabla 1: Resumen hallazgos estudio RX preoperatorio.....	74
Tabla 2: Resumen valoración funcional (test de Constant) preoperatorios.....	75
Tabla 3: Resumen hallazgos estudio RX postoperatorio.....	76
Tabla 4: Resumen valoración funcional (test de Constant) postoperatorios.....	77
Tabla 5: Resumen valoración funcional (test de Constant) en el hombro controlateral	78
Tabla 6: Resumen resultados EMG.....	81
Tabla 7: Resultados de la t de Student para muestras independientes entre las variables biomecánicas en RE del hombro intervenido y el 50% de las variables biomecánicas en RE del hombro control.....	82
Tabla 8: Representación de las comparaciones favorables al hombro intervenido (verde) o al hombro control (rojo).....	83
Tabla 9: Resultados de la t de Student para muestras independientes entre las variables biomecánicas en RI del hombro intervenido y las variables biomecánicas en RI del hombro control.....	84
Tabla 10: Resultados de la t de Student muestras independientes entre la ratio interno/externo del hombro intervenido y la ratio interno/externo del hombro control.....	85
Tabla 11: Resultados de la t de Student para medidas repetidas entre los resultados del test de Constant preoperatorio y el postoperatorio en el hombro intervenido.....	87
Tabla 12: Resultados tests no paramétricos entre resultados EMG del hombro intervenido y del hombro control.....	88
Tabla 13: Resultados estudio correlación entre resultados EMG del hombro intervenido y del hombro control.....	88
Tabla 14: ANOVA entre Contant y RE del Constant estratificado con los resultados biomecánicos en RE del hombro intervenido.....	89
Tabla 15: Correlación entre Constant y la RE del Constant con los resultados biomecánicos en RE del hombro intervenido.....	89
Tabla 16: ANOVA entre Contant y RI del Constant estratificado con los resultados biomecánicos en RI del hombro intervenido.....	90
Tabla 17: ANOVA entre Contant y los resultados EMG del hombro intervenido.....	91
Tabla 18: Correlación entre el Contant y los resultados EMG del hombro intervenido.....	91
Tabla 19: Correlación entre variables biomecánicas en RE y los resultados EMG del hombro intervenido.....	92
Tabla 20: Correlación entre variables biomecánicas en RI y los resultados EMG del hombro control.....	92
Tabla 21: Contrastes bivariados entre variables descriptivas y los resultados funcionales.....	94
Tabla 22: Contrastes bivariados entre variables descriptivas y los resultados biomecánicos en RE.....	94
Tabla 23: Contrastes bivariados entre variables descriptivas y los resultados EMG del hombro intervenido.....	95
Tabla 24: Resumen de la bibliografía disponible sobre ATIH + PDA.....	98
Tabla 25: Resumen de la bibliografía disponible sobre estudios biomecánicos en pacientes intervenidos de ATIH.....	102
Tabla 26: Resumen de los resultados de las series disponibles sobre ATIH + PDA.....	103

ÍNDICE DE GRÁFICOS:

Gráfico 1: Distribución de los pacientes incluidos y excluidos.	71
Gráfico 2: Tiempo de seguimiento (derecha) y distribución de la edad (izquierda) de los pacientes incluidos.	72
Gráfico 3: Distribución de las variables sexo, lateralidad, dominancia y tipo de implante en los pacientes incluidos.	73
Gráfico 4: Variables clínicas en el preoperatorio.	75
Gráfico 5: Tests clínicos postoperatorios.	77
Gráfico 6: Tests clínicos en el hombro contralateral.	78
Gráfico 7: Resumen resultados variables biomecánicas en RE1 del hombro intervenido (azul) y del 50% del hombro contralateral (verde).	79
Gráfico 8: Resumen resultados variables biomecánicas en RE2 del hombro intervenido (azul) y del 50% del hombro contralateral (verde).	80
Gráfico 9: Resultados EMG LD (cuadro de la izquierda) y del RM (cuadro de la derecha) en el hombro intervenido (azul-verde) y en el control (rojo).	81
Gráfico 10: Valores medios de la ratio interno/externo para cada variable biomecánica del hombro control (verde claro) y del hombro intervenido (verde oscuro).	85
Gráfico 11: Evolución de los signos clínicos en el preoperatorio (a la izquierda) y el postoperatorio (a la derecha) en el hombro intervenido.	86
Gráfico 12: Evolución del test de Constant en el preoperatorio (verde oscuro) y el postoperatorio (verde claro) en el hombro intervenido.	87

I. RESUMEN

Introducción:

Las artroplastias totales invertidas de hombro (ATIH) se han demostrado efectivas a la hora de mejorar el dolor y de restablecer la elevación anterior (EA) y abducción (ABD) en pacientes con pseudoparálisis del hombro secundarias a la artropatía por lesión del manguito rotador. Cuando hay afectación del tendón infraespinoso (TIE) y del tendón del redondo menor (TRm), se establece un déficit de rotación externa que la ATIH aislada no recupera. Están descritos peores resultados de las ATIH en estos pacientes.

Existe controversia en cuanto al tratamiento de estos pacientes. La asociación de la plastia de dorsal ancho y redondo mayor (PDARM) junto con una ATIH se ha visto eficaz al restablecer tanto la EA como la RE activa (2), con unos resultados que se mantienen a largo plazo. Otros autores defienden que modificando la retroversión del componente humeral se puede recuperar la RE. Otros, que lateralizando el componente glenoideo también se restablece la rotación externa .

El objetivo de este estudio es realizar un análisis de los pacientes intervenidos mediante una artroplastia total invertida de hombro con plastia de dorsal ancho y redondo mayor a nivel clínico-funcional, biomecánico y neurofisiológico.

Objetivos:

Para demostrar la eficacia de la artroplastia total invertida asociada a la plastia de dorsal ancho y redondo mayor a la hora de restablecer la RE, y para estudiar su funcionalidad, los objetivos de este proyecto de tesis doctoral son:

Estudiar los pacientes intervenidos mediante una artroplastia total invertida de hombro con plastia de dorsal ancho y redondo mayor desde un punto de vista clínico-funcional, biomecánico y electromiográfico.

Comparar los resultados obtenidos con el hombro contralateral.

Analizar las relaciones entre los resultados biomecánicos con los resultados clínico-funcionales, y de los resultados electromiográficos con los clínico-funcionales.

Hipótesis:

Mantenemos que los pacientes intervenidos mediante la artroplastia total invertida de hombro con plastia de dorsal ancho y redondo mayor poseen una fuerza en rotación externa mayor que el 50% que la fuerza en rotación externa del hombro contralateral; que obtienen una mejoría clínico-funcional tras la intervención; y que los registros electromiográficos de los músculos transpuestos se mantienen en el tiempo y son comparables a los obtenidos en el hombro contralateral.

Material y método:

Se trata de un estudio observacional transversal de casos y controles de todos los pacientes intervenidos mediante una ATIH con PDARM en el Hospital de Terrassa entre los años 2007 y 2015. La muestra final se compone de 10 pacientes. Todos fueron diagnosticados inicialmente de rotura masiva del manguito rotador con afectación del TIE y del TRm, tanto clínica como radiológicamente (RX y RMN).

A todos los pacientes se les realiza, en ambos hombros, una valoración clínico-funcional mediante pruebas específicas (Lag sign y Hornblower) y con el test de Constant; una valoración biomecánica de la fuerza en rotación externa y en rotación interna mediante un estudio isocinético; y una valoración de la actividad muscular del DA y del RM mediante un electromiograma.

Se analizan las siguientes variables clinico-funcionales (tests de Lag sign y Hornblower, test de Constant), biomecánicas (Fuerza pico, Trabajo total, Potencia media, pico par promedio, ratio interno/externo) y electromiográficas (amplitud).

Se comparan los resultados biomecánicos en RE del hombro intervenido con el 50% de los resultados biomecánicos del hombro control en RE. Se ha analizado la evolución pre y postoperatoria de la valoración clínico-funcional. Se han comparado los resultados EMG del hombro intervenido con los resultados EMG del hombro control. Se han buscado relaciones entre los resultados clínico-funcionales, biomecánicos y los electromiográficos. Se ha descartado la influencia de factores de confusión.

Resultados:

No se han encontrado diferencias significativas entre los resultados biomecánicos en RE del hombro intervenido y el 50% de los resultados biomecánicos en RE del hombro control, por lo que podemos decir que el hombro intervenido tiene una fuerza en RE similar al 50% de la fuerza del hombro control.

Se ha encontrado una mejoría estadísticamente significativa del test de Constant tras la intervención, con una mejoría media de 30.9 puntos en el test de Constant ($p < 0.00$).

No se encuentran diferencias significativas entre los resultados EMG del hombro intervenido y del hombro control.

Se ha encontrado relación entre los resultados electromiográficos del DA y del RM y los resultados clínico funcionales del hombro intervenido. No se encuentra relación entre los resultados clínico-funcionales y los biomecánicos, ni entre los resultados biomecánicos y los electromiográficos.

Conclusiones:

Realizar una ATIH + PDARM proporciona a los pacientes una fuerza en RE comparable al 50% de la fuerza del hombro contralateral. Tras la intervención, los pacientes presentan una mejoría clínico-funcional clínicamente relevante y estadísticamente significativa. La musculatura traspuesta (dorsal ancho y redondo mayor) se adapta a su nueva función y se mantiene funcional en el tiempo.

Existe una relación entre los resultados EMG del hombro intervenido con los resultados clínico funcionales de los pacientes. Parece que el valor del Constant preoperatorio y el tiempo de seguimiento influyen en los resultados finales tanto clínico-funcionales como biomecánicos y EMG.

II. INTRODUCCIÓN

1. HISTORIA DE LA ARTROPLASTIA DE HOMBRO

1.1. Primeras referencias

El primer diseño de una artroplastia de hombro implantada en un paciente vivo data de 1931, cuando un cirujano francés, Jules Emile Pean [1], lo realiza en un paciente que presenta una destrucción articular del hombro secundaria a un absceso de tuberculosis. El diseño consistía en una hemiarthroplastia constreñida, al unirse el implante humeral a la glena mediante un alambre.



Figura 1: Primeros diseños. A la izquierda, diseño de Pean. En el centro, primera generación de Neer. A la derecha, imagen radiológica del diseño de Neer.

1.2. Primera generación de PTH

Posteriormente surgieron diferentes modelos de prótesis anatómicas constreñidas, semiconstreñidas o bipolares (DANA, Bickel, Stanmore, Bateman). Se traba de implantes monobloque, de poco éxito hasta la aparición en 1955 del modelo de Neer [2]. Ese primer diseño de Neer consistía en una HA para el tratamiento de las fracturas de húmero proximal en 4 partes, y reportaba excelentes resultados clínicos.

1.3. Segunda generación de PTH

Posteriormente, en 1974 [3] publicó unos resultados prometedores de su segundo diseño, el Neer 2, un modelo caracterizado por permitir cierta modularidad en los tamaños de la cabeza y que permitía adaptarse a un implante glenoideo de polietileno. Se trataba de una PTH no constreñida, que fue popular en los años '70 pero que finalmente se abandonó por la falta de reproducibilidad en los resultados.

Además, estas técnicas no se mostraron eficaces en hombros con lesión del manguito rotador. El mismo Neer lo apreció, describiendo una recuperación más lenta y con menos fuerza en esos pacientes, llegando a sugerir que las prótesis de hombro en pacientes con lesión del manguito tan solo deben aspirar a unos resultados funcionales limitados.

1.4. Primeros diseños de ATIH

La artroplastia total invertida de hombro surgió como respuesta a los déficits que presentaba la PTH desarrollada por Neer en pacientes con lesión de estructuras periarticulares. Eso dio pie a que en 1970 apareciesen los primeros diseños de artroplastias invertidas de hombro. El propio Neer desarrolló 3 modelos (Mark I-II-II) [4]. Replicaba el diseño de las artroplastias de articulaciones de carga, siendo constreñidas e inherentemente estables. Resultaron en la rotura de los implantes y en el aflojamiento del componente glenoideo, como consecuencia del exceso de fuerzas transmitidas a la interfase implante-hueso. Esto se debía principalmente al exceso de constricción en el diseño y a la lateralización del centro de rotación. Debido a esos malos resultados el diseño de la artroplastia invertida perdió popularidad y cayó en desuso.

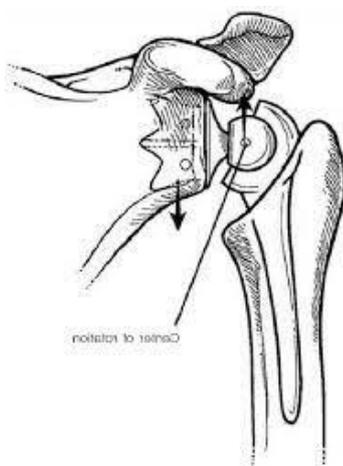


Figura 2: Primeros modelos de ATIH. Característico el centro de rotación lateralizado y los diferentes diseños de fijación en la escápula.

1.5. Tercera generación de PTH

En 1980, y gracias a los estudios anatómicos de Boileau y Walch, se desarrollaron las prótesis anatómicas. Encontraron una elevada variabilidad en diferentes aspectos anatómicos del húmero proximal (diámetro de la cabeza, del área y espesor del cartílago articular, del ángulo de inclinación del cuello humeral, de la retroversión humeral, y de los offset posterior y medial) y a esa variabilidad atribuyeron los malos resultados de las artroplastias de hombro hasta el momento. Dieron pie al desarrollo, en la época de 1990, de las artroplastias de hombro de 3ª generación (caracterizadas por la modularidad y adaptabilidad).

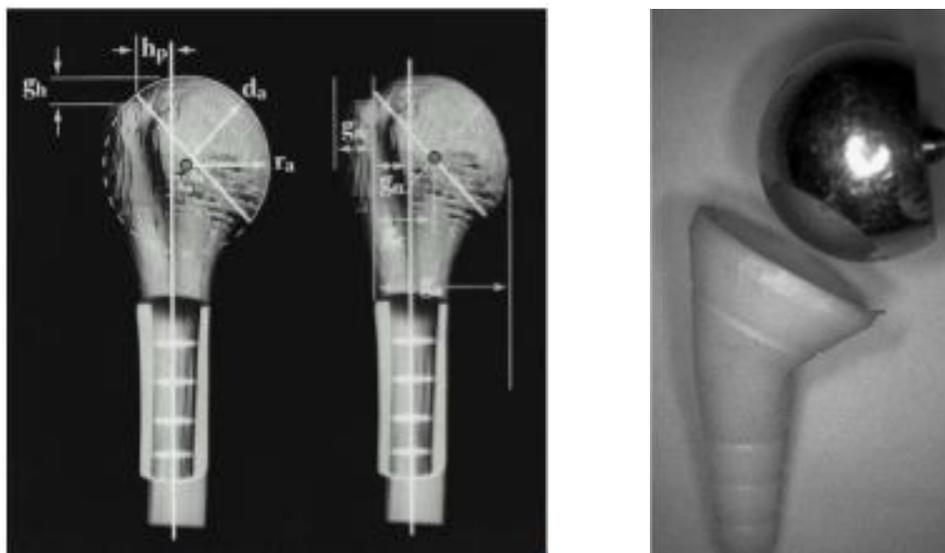


Figura 3: A la izquierda, estudios anatómicos de Boileau sobre el húmero proximal. A la derecha, diseño Trompette de Grammont.

1.6. Resurgimiento de las ATIH

En 1987 P. Grammont [5] rescató el concepto de artroplastia invertida de hombro con el objetivo de mejorar los resultados de las artroplastias en los hombros con lesión del manguito.

Su primer diseño (Trompette) se componía de dos componentes: Una glenosfera que representaba 2/3 de una esfera, unida a una metaglena cementada a la escápula (que a pesar de que medializaba el centro de rotación, persistía lateral a la superficie articular glenoidea) y un vástago de polietileno cóncavo en el húmero, también cementado.

El sistema se fundamentaba en 4 principios [6] necesarios para proporcionar un complejo estable mientras permitía que el deltoides compensase la ausencia del manguito rotador. Estos principios eran:

Un centro de rotación fijo y medializado al nivel de la superficie articular glenoidea.

Diseño intrínsecamente estable, con una conformación semiconstreñida.

Un deltoides efectivo desde el inicio del movimiento, al reclutar más fibras mediante la distalización y medialización del componente humeral.

Grammont siguió desarrollando el modelo, y en 1991 apareció la Delta III [7]. En ella reconvirtió la glenosfera de 2/3 de una esfera a una hemiesfera, logrando de esta manera conducir el centro de rotación al nivel de la superficie articular de la glenoides. Este diseño constaba de 5 componentes: la metaglena (recubierta de hidroxiapatita, y con lugar para 2 tornillos divergentes) - glenosfera – el polietileno - el cuello humeral - vástago.

Con ella logró superar el test del tiempo [8]. Se trata del primer diseño de ATIH con resultados estables y que perduran en el tiempo. Desde entonces, el modelo ha continuado evolucionando. Se han desarrollado y revisado diferentes aspectos del diseño, pero manteniendo los principios establecidos por Grammont. A partir de entonces el uso de las ATIH se ha extendido, y sus indicaciones han ido en aumento al aumentar la experiencia y la confianza en este tipo de implante [9] [10].

Por el contrario, el uso de las PTH en la artropatía por lesión del manguito rotador ha descendido, debido al efecto balancín y a los resultados malos y poco predecibles [8] [11]. Sus indicaciones se han ido limitando progresivamente a la omartrosis primaria con integridad de las estructuras tendinosas, donde sí ofrece unos resultados satisfactorios.



Figura 4: Delta III de Grammont.

2. FUNDAMENTOS BIOMECÁNICOS EN EL HOMBRO

2.1. En el hombro nativo

El hombro es una articulación compleja que permite un amplio balance articular en los tres planos. Para ello, los estabilizadores dinámicos y estáticos trabajan conjuntamente para mantener la cabeza humeral centrada. En la articulación glenohumeral nativa, el centro de rotación es variable durante el recorrido articular, concentrándose alrededor de 2 centros de rotación (ambos cercanos al centro de la cabeza humeral) [12].

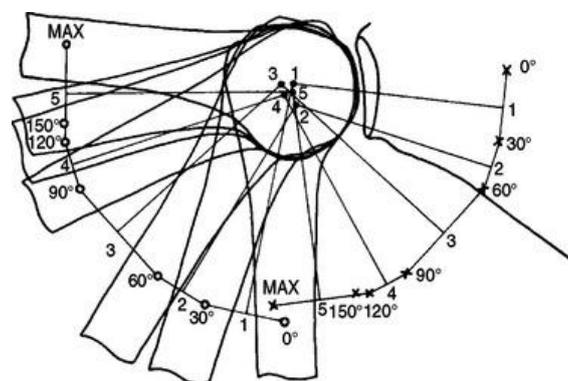


Figura 5: Variación del centro de rotación del húmero en función de la abducción.

El manguito rotador es un elemento estabilizador dinámico fundamental [13]. En el plano axial ejerce compresión de la articulación glenohumeral, manteniendo la cabeza humeral centrada y estable en la fosa glenoidea durante el balance articular del hombro. En el plano coronal, juntamente con el dorsal ancho, genera un vector de fuerza inferior que compensa el vector superior generado por el deltoides. En el plano sagital el pectoral mayor genera el principal componente de cizallamiento anterior, contrarrestando el cizallamiento posterior realizado por la porción media y posterior del deltoides.



Figura 6: Ilustración de los vectores estabilizadores del hombro, que corresponden a cada grupo

En el hombro nativo, el deltoides anterior se comporta principalmente como un flexor del hombro, el deltoides medio como abductor y el posterior como un extensor. En conjunto, juega un papel clave en el equilibrio de fuerzas alrededor del hombro.

La deficiencia del manguito conduce a un desequilibrio muscular en el cual la cabeza humeral no se mantiene centrada respecto al centro de la glenoides durante la contracción del deltoides. Al no obtener contraposición por parte del manguito rotador, la contracción del deltoides produce la migración proximal del humero. Con el tiempo, esto puede generar un conflicto entre el troquíter y el acromion, y la lesión del cartílago articular posterosuperior. Esta situación la describió Neer y se conoce como “cuff tear arthropathy”.

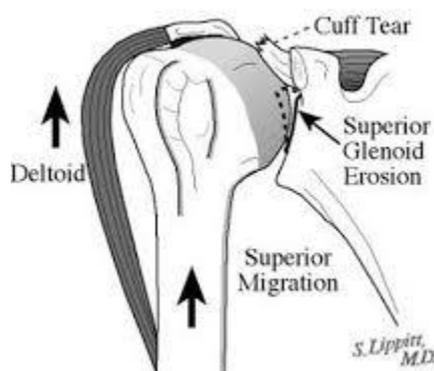


Figura 7: Fisiopatología de la artropatía por lesión del manguito rotador.

2.2. En la artroplastia invertida de hombro

Los primeros diseños de ATIH fallaron al tener un componente glenoideo lateralizado, con un centro de rotación lateralizado respecto la superficie articular de la glenoides. Esto, unido a unos diseños protésicos con elevada constricción, transmitía un exceso de fuerzas torsionales y de cizallamiento a la fijación del componente glenoideo, generando aflojamientos tempranos.

Grammont introdujo en su diseño unos conceptos clave para la biomecánica del implante, y que han servido de fundamento para el desarrollo de los implantes actuales.

2.2.1. Centro de rotación: Fijo, y medializado

El diseño emplea el mismo radio de curvatura en la bandeja y la glenosfera, aumentando la constricción del sistema y manteniendo un centro de rotación fijo [14] [13] [6].

Además, lo medializa. Al utilizar una hemiesfera, traslada el centro de rotación a la interfase implante-hueso. Se transforman así los vectores de fuerza rotacionales y de cizallamiento en vectores de compresión, lo que aumenta la estabilidad del complejo. Además, disminuye la tensión en la interfase implante-hueso, disminuyendo el riesgo de aflojamiento [6]. Todo esto con el precio de aumentar el riesgo de notch, al disminuir el espacio entre humero y escápula, y de perder fuerza del deltoides y de los rotadores, al disminuir su tensión.

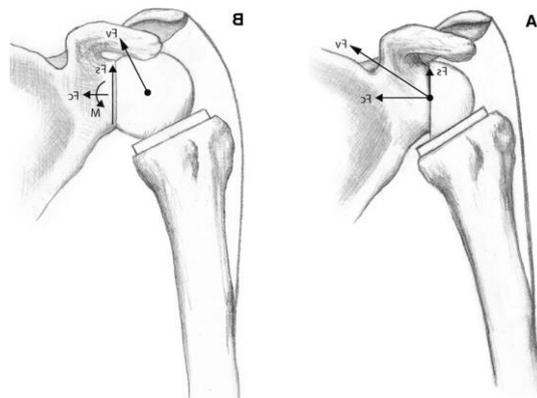


Figura 8: Variación del centro de rotación entre los primeros diseños de ATIH y el de Grammont

2.2.2. Medialización del componente humeral

Al usar una inclinación no anatómica del cuello humeral de 155° conseguimos medializar y distalizar el humero respecto al componente glenoideo [6] [13]. De esta manera aumenta el momento mecánico del deltoides, mejorando la elevación y la abducción.

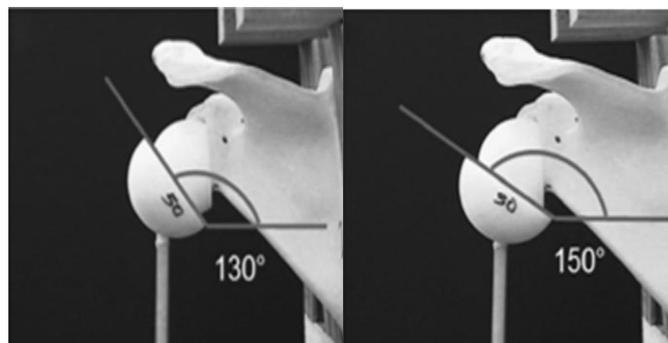


Figura 9: Influencia de la inclinación del cuello humeral en la medialización y distalización del húmero.

2.2.3. Composición semiconstreñida. Estabilidad inherente.

Al emplear superficies articulares congruentes pero no simétricas, con una glenófera grande y una bandeja humeral pequeña, aumenta la estabilidad del implante [6]. De esta manera depende menos de las fuerzas de compresión del manguito para su estabilidad. La ratio de estabilidad (máximo fuerza de subluxación tolerada / fuerzas de compresión articular) de una PTH de 1, y el de una ATIH de 2 [13].

2.2.4. Función del deltoides

Es fundamental en el diseño de la ATIH. El sistema está diseñado para retensar y repositionar el deltoides respecto al centro de rotación [14] [6] [13]. De esta manera, mientras el deltoides medio mantiene su función abductora, se reclutan fibras del deltoides anterior y del deltoides posterior para colaborar en la abducción (a expensas de perder parte de la función rotadora de los mismos).

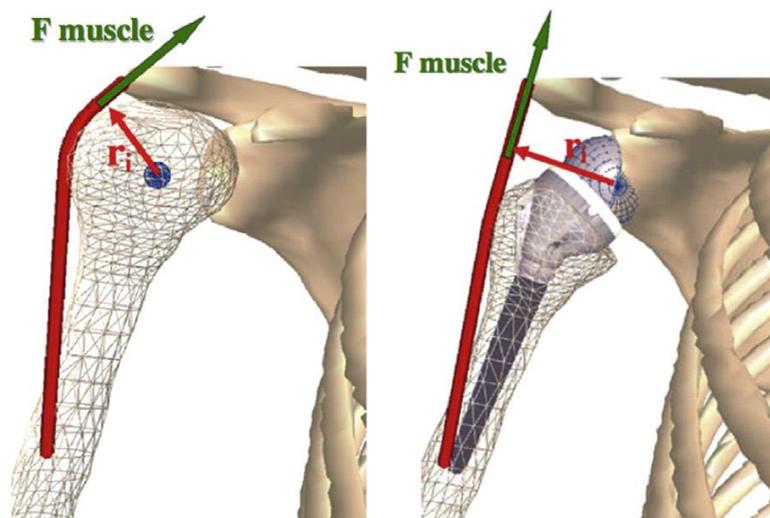


Figura 10: Modificación del vector de fuerza del deltoides tras una ATIH

2.3. Su desafío: la rotación externa

El 95% de las lesiones masivas del manguito rotador son posterosuperiores, afectando tanto al supraespinoso como al infraespinoso, pudiendo en ocasiones llegar al redondo menor. En estos casos se produce una falta de rotadores externos (Rm, TIE) y una supremacía de los rotadores internos [15] [11]. Boileau [16] define esta situación como un disbalance biomecánico, y de acuerdo al plano del desequilibrio clasifica las lesiones del manguito rotador en 3 grupos:

Pseudoparálisis. Disbalance en el plano vertical por lesión del manguito rotador, que no es capaz de deprimir la cabeza y contrarrestar la fuerza elevadora del deltoides.

ILER. (*Isolated Loss of External Rotation*). Disbalance en el plano horizontal, donde los rotadores externos están lesionados y los rotadores internos vencen.

CLEER (*Combined Loss of Elevation and External Rotation*). Disbalance en ambos planos, tanto vertical como horizontal, por lesión del manguito rotador extensa que incluye los rotadores externos.

El diseño de la artroplastia invertida de hombro se ha mostrado capaz a la hora de suplir el déficit de abducción y de elevación de los hombros con lesión del manguito (TSE y TIE), pero persiste un grupo de pacientes en los cuales las ATIH no ofrece buenos resultados. Están descritos los peores resultados de la ATIH cuando existe lesión del redondo menor [8] [15] [14] [17] [18] [19], ya que resulta muy limitante para las ABVD [8] [15] [16] [11].

El diseño de las ATIH es capaz de suplir la función del TSE y del TIE, pero no del TRm [8] [15] [16] [17] [18] [19] [11] [20]. Además, lo hace a costa de cierto precio: Al modificar los vectores de fuerza del deltoides, pierde la capacidad rotadora de las porciones anterior y posterior del mismo. Y al medializar el centro de rotación, lo hace a costa de perder fuerza rotadora (tanto interna como externa) al destensar la musculatura intrínseca del hombro.

Cuando en una rotura masiva del manguito rotador existe una lesión completa con atrofia del TRm, la ATIH por sí sola no recupera la rotación externa [8].

Se han propuesto diferentes técnicas para recuperar este déficit de rotación externa. Existen escuelas que consideran que modificando ciertos detalles quirúrgicos se puede corregir este déficit de rotación externa: modificando la retroversión humeral [21] [22], utilizando implantes con centro de rotación lateralizado [20]. Otros autores [15] defienden que para restablecer la rotación externa de manera efectiva tan solo se puede realizar mediante la transposición del dorsal ancho [8] o del dorsal ancho y del redondo mayor [15] [16].

3. PLASTIA DEL DORSAL ANCHO

3.1. Recuerdo anatómico

El dorsal ancho es un músculo extenso, plano, de conformación triangular, que compone la capa muscular más superficial de los 2/3 distales del dorso del tronco. Se origina de forma simétrica en las crestas ilíacas, en la fascia lumbar y en las vértebras D7 a D12, y en las últimas 3-4 costillas. Algunas fibras incluso se originan desde el ángulo escapular inferior.

De ahí adapta su conformación triangular característica, agrupando sus fibras y discurriendo proximal y externamente. Forma la porción muscular más externa de la región axilar del tronco, y se inserta en la cara medial del surco bicipital en el húmero proximal.

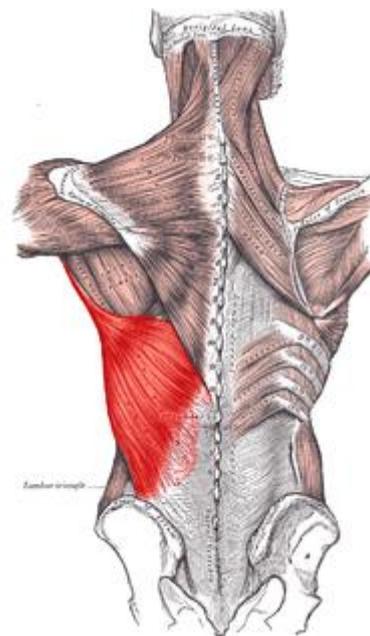


Figura 11: Anatomía del dorsal ancho

Su principal función es la de extensión, adducción y rotación interna del hombro. Además, ayuda a equilibrar la biomecánica del hombro, y junto con el manguito rotador compensa los vectores de cizallamiento superior generados por el deltoides.

3.2. Reseñas históricas

Episcopo [23] describió en 1936 la plastia del redondo mayor para el tratamiento de las lesiones de los troncos superiores del plexo braquial. Hoffer [24] añadió a esta técnica el dorsal ancho, conocido como el Episcopo modificado. Posteriormente, Gilbert [25] adaptó la técnica para el tratamiento de las secuelas del mismo tipo de lesión en adultos, añadiendo el redondo mayor y mediante un abordaje posterior.

Primero Gerber [26] en 1988, y posteriormente Boileau lo describieron para el tratamiento de las lesiones masivas del manguito rotador, logrando buenos resultados clínico-funcionales mantenidos en el tiempo y con un bajo índice de complicaciones.

La indicación junto a la artroplastia total invertida de hombro la describieron en 2007 Gerber [8], mediante un doble abordaje (deltopectoral y posterior) y Boileau [15], que la describió mediante un abordaje único deltopectoral,

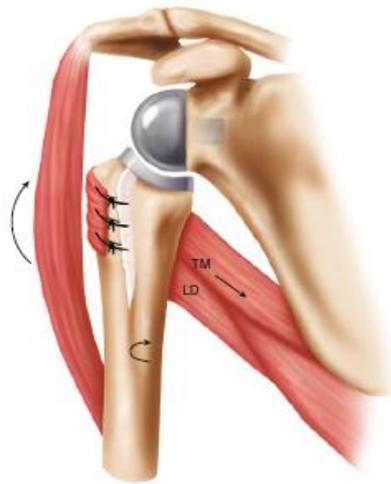


Figura 12: ATIH + Plastia del dorsal ancho

3.3. Indicaciones

Actualmente en Traumatología y Ortopedia se pueden resumir en 3 escenarios:

Las secuelas de las lesiones del plexo braquial, indicación originaria de la técnica.

Patología del manguito del tipo ILER, en pacientes jóvenes sin patología articular degenerativa y con una rotura masiva del manguito rotador. [27] [28]

En pacientes con lesión del manguito tipo CLEER, pacientes con patología degenerativa y con lesión del manguito que afecte al redondo menor, y en combinación con una ATIH [8] [15].

3.4. Consideraciones

Mecánicas. En el hombro, el dorsal ancho se comporta como un rotador interno + extensor + adductor. Además, como los elementos del manguito rotador, tiene una función estabilizadora de la cabeza humeral. En el plano coronal, junto con el TSE y el TIE, tiene una función depresora de la cabeza humeral, que equilibra la fuerza elevadora de la cabeza humeral generada por el deltoides. En el plano horizontal, junto con el resto de rotadores internos (TSbE y TPM), equilibra las fuerzas realizadas por los rotadores externos (TIE, TRm).

Neurofisiológicas. A la hora de evaluar las transposiciones musculares. No se trata tan solo de elementos anatómo-mecánicos al cambiar la inserción y el vector de fuerza de un músculo: al transponer un músculo y cambiarle radicalmente la función (de rotador interno a rotador externo), se deben tener en cuenta factores de neuromodulación y de neuroplasticidad, claves para la funcionalidad de la técnica.

4. DINAMOMETRIA ISOCINÉTICA

4.1. Historia

Hasta principios del siglo XX, las escalas para valoración de la fuerza muscular eran eminentemente subjetivas. Lovett clasificó la fuerza muscular en 6 grados, considerando la gravedad y la resistencia. De manera similar estableció Daniels su escala de fuerza muscular, vigente hasta nuestros días [29].

Con el desarrollo en 1897 del dinamómetro de Garcia Fraguas, y el de Zander en 1904, aparecieron las primeras representaciones gráficas de la fuerza y la potencia muscular, y cambia totalmente la manera de valorar la fuerza muscular. Permiten una valoración objetiva de la fuerza muscular, y sentaron las bases del Método Isocinético.

A partir de entonces se suceden los avances. En 1927 Levyn y Gimán desarrollan el primer ergómetro isocinético y determinan las propiedades viscoelásticas del músculo normal. En 1938 [29] Hill describe las curvas fuerza-velocidad, definiendo como a medida que aumenta la velocidad de contracción disminuye la fuerza de las fibras musculares. Hettinger establece el primer sistema de medidas, y Thistley fue el primero en aplicar el método isocinético a la potenciación muscular. J Davis lo extendió en la medicina deportiva americana en los principios de los '70. En esa misma década la corriente se extiende hasta Europa, celebrando en 1984 en Suiza el primer Seminario Internacional sobre la Revolución Isocinética. En él se establecieron las bases fundamentales del método isocinético.

Su aplicación se ha concentrado clásicamente en la valoración, seguimiento y entrenamiento de atletas y deportistas profesionales [30] [29]. Recientemente su uso se ha extendido a la valoración del daño corporal y la medicina legal, y poco a poco se ha introducido en la literatura médica para objetivar los resultados musculares y funcionales.

4.2. Fundamentos

La función muscular se basa en diferentes tipos de contracciones musculares [30] [29]. Las que se realizan sin que haya modificación de la longitud del músculo, sin movimiento, se denominan contracciones isométricas. Cuando el músculo sufre cambios de longitud se denominan contracciones isotónicas. Éstas pueden ser de tipo concéntrico si la longitud del músculo disminuye, o de tipo excéntrico si la longitud del músculo aumenta.

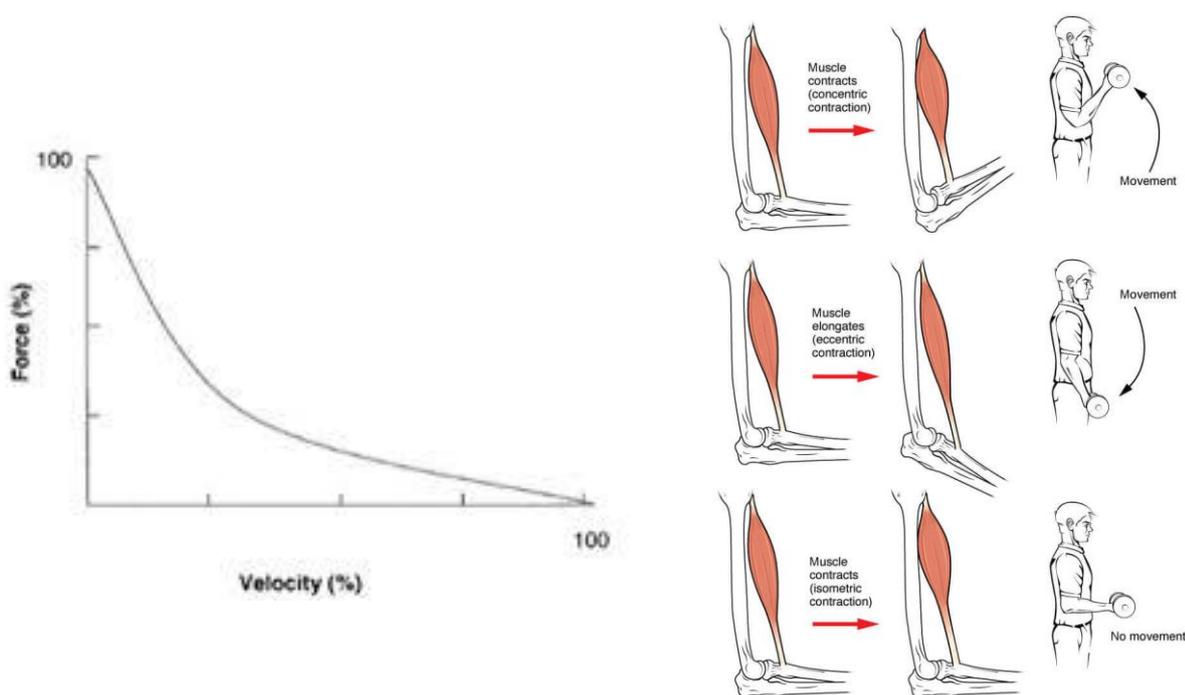


Figura 13: A la izquierda, representación gráfica de la contracción muscular. A la derecha, tipos de contracción muscular.

En el ejercicio isocinético la resistencia se adapta a la fuerza externa opuesta, de forma que el músculo conserva el rendimiento máximo en la totalidad del arco de movimiento [29]. se realizan a una velocidad prefijada, con una resistencia variable que se acomoda al individuo a lo largo del balance articular. Se ha demostrado que de esta manera ayudan al desarrollo de reclutamiento, así como al desarrollo de la exactitud de la fuerza y existe una disminución del tiempo de inervación recíproca agonista-antagonista [29].

Podemos dividir los dinamómetros en dos categorías: sistemas pasivos y sistemas activos. Los sistemas pasivos utilizan un freno (mecánico, magnético, hidráulico o eléctrico) para disipar las fuerzas, y puede usarse en las modalidades de ejercicio isocinético concéntrico,

isotónico o isométrico. Los sistemas dinamométricos activos disipan la fuerza producida por una persona o producen fuerza para trabajar sobre la persona [30]. Además de poseer las facultades de un sistema pasivo, pueden realizar ejercicios de modalidad isocinética excéntricos y pasivos. Permiten realizar el estudio de los grupos musculares agonista y antagonistas en los diferentes grados de movimiento.

Se componen por 3 elementos: Goniómetro (BA), taquímetro (velocidad de movimiento), dinamómetro (momento de fuerza en cada instante).

4.3. Metodología

Es fundamental un estricto protocolo para la reproducibilidad de los datos obtenidos [30]. La instalación del paciente en la máquina debe de ser óptima para aislar los grupos musculares objetos de estudio e impedir la posibilidad de compensaciones por parte del paciente. Se aíslan las articulaciones a estudio mediante el uso de cinchas y otros sistemas de estabilización.

Es imprescindible una perfecta alineación entre el eje de rotación de la articulación sometida a estudio y el eje de rotación del dinamómetro empleado [29]. De la misma manera es fundamental contar con el efecto de la gravedad. Todos los sistemas actuales cuentan con una corrección de la gravedad, que realizan de forma automática una vez colocado al paciente.

Los protocolos de estudio varían para cada grupo muscular y dependen del tipo de estudio que se quiera realizar. Están ampliamente descritos, así como los valores resultado. Sin embargo, la referencia no son unos valores medios extraídos de la población general. Los estudios biomecánicos se fundamentan en la comparación con la extremidad contralateral.



Figura 14: Ejemplo de dinamómetro isocinético

5. ELECTROMIOGRAFIA

5.1. Historia

El primero en describir la relación entre la electricidad y la función muscular fue Luigi Galvani, en 1792. En 1849 Dubois-Reymond descubrió que se podía llevar un registro de la actividad eléctrica durante la contracción muscular. El primero en realizarlo oficialmente fue Marey, en 1890, que además acuñó el término de Electromiografía. Posteriormente, Gasser y Erlanger adaptaron el uso de un osciloscopio para representar las señales eléctricas musculares.

La principal limitación de la técnica en esos tiempos era tecnológica. A medida que avanzaba, mejoraban los electrodos y los métodos de medición y amplificación. El uso clínico de la EMG de superficie comenzó en la década de los '50-60, pero no fue hasta mediados de los '80 que los sistemas de integración en los electrodos permitieron la producción de sistemas pequeños y prácticos, generalizando su uso.

5.2. Fundamentos

Sin la intención de profundizar en la fisiología y el funcionamiento de la unidad motora y la contracción muscular, ni de ahondar en las utilidades e indicaciones de las diferentes técnicas de neurofisiología, y tan solo con el objetivo de refrescar los fundamentos de la técnica.

Consiste en un detector (electromiografo) de las diferencias de potencial eléctrico generado en la placa motora y que activan las células musculares. Estos detectores pueden ser de superficie (aplicados sobre la piel) o profundos (mediante agujas), cada una con sus beneficios y desventajas. Se colocan sobre el punto motor (el punto del músculo a estudiar donde se encuentran mayor cantidad de terminales nerviosas y, por tanto, más excitable). La señal detectada es posteriormente amplificada y desplegada en un osciloscopio (método tradicional) o digitalmente (sistemas modernos).

Ofrecen información sobre la amplitud, duración y morfología de los potenciales de las unidades motoras. Pueden detectar tanto alteraciones en la función nerviosa que inerva

la musculatura como patologías musculares primarias, y sirven como medición de la función muscular.

5.3. Aplicaciones

Además de las indicaciones médicas y su utilidad en la práctica clínica para el diagnóstico y seguimiento de la patología del sistema nervioso periférico, la EMG se ha demostrado útil a la hora de medir la función muscular. Diversos estudios relacionan los resultados EMG con la fuerza y la potencia muscular.

Existe bibliografía donde utilizan la EMG para evaluar los resultados de las transposiciones musculares, tomando la amplitud y los valores de resultado como reflejo de la función muscular. [27]

6. JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO

Los buenos resultados de las ATIH se comprometen en aquellos pacientes que presentan una ausencia de los rotadores externos al presentar lesión del TRM.

Se han propuesto diferentes técnicas para el tratamiento de estos pacientes. Una de ellas es asociar a la ATIH la transposición del dorsal ancho y del redondo mayor a la cara lateral del húmero, para cambiarlos de rotadores internos a rotadores externos.

Existe controversia sobre la influencia que puede tener en los resultados clínicos y funcionales el sacrificar dos rotadores internos del hombro para convertirlos en rotadores externos. De la misma manera, no existe consenso sobre la funcionalidad de esta transposición en el perfil de pacientes en los que está indicada (pacientes generalmente mayores con lesiones degenerativas a nivel del hombro), teniendo en consideración una capacidad neuromoduladora y neuroplástica disminuida principalmente por la edad.

Este estudio se diseñó con el objetivo de poder objetivar la fuerza en rotación externa de estos pacientes y poder compararlas con el hombro contralateral; analizar la evolución clínico-funcional de los mismos e identificar que factores influyen en su evolución; y por último valorar EMG la función muscular de la plastia para objetivar como se mantiene activa tras la transposición.

III. HIPÓTESIS

HIPÓTESIS ALTERNATIVA

Principal:

1. Los pacientes intervenidos mediante una artroplastia total invertida de hombro asociada a una plastia de dorsal ancho y redondo mayor presentan una fuerza en rotación externa del hombro intervenido igual o superior al 50% del hombro contralateral sin afectación de la fuerza en rotación interna.

Secundarias:

2. Se obtiene una mejoría clínico - funcional significativa en los pacientes intervenidos mediante esta técnica entre los valores pre y postoperatorios.

3. Los resultados electromiográficos de activación muscular de los músculos traspuestos se mantienen en el tiempo y son comparables a los obtenidos en los mismos músculos (sin transponer) del hombro contralateral.

4. Existe una relación entre los resultados biomecánicos y los clínico - funcionales, así como entre los resultados electromiográfico, y los resultados clínico - funcionales.

5. Las variables epidemiológicas influyen en los resultados clínico – funcionales, biomecánicos y electromiográficos.

HIPÓTESIS NULA

1. Los pacientes intervenidos mediante una artroplastia total invertida de hombro asociada a una plastia de dorsal ancho y redondo mayor no presentan una fuerza en rotación externa del hombro intervenido mayor al 50% del hombro contralateral con afectación de la fuerza en rotación interna.
2. No se obtiene una mejoría clínico - funcional significativa en los pacientes intervenidos mediante esta técnica.
3. Los resultados electromiográficos de activación muscular de los músculos traspuestos no se mantienen en el tiempo y no son comparables a los obtenidos en los mismos músculos (sin transponer) del hombro contralateral.
4. No existe una relación entre los resultados biomecánicos y los clínico-funcionales, ni entre los resultados electromiográficos y los resultados clínico - funcionales.
5. Las variables epidemiológicas no influyen en los resultados clínico – funcionales, biomecánicos y/o electromiográficos.

IV. OBJETIVOS

OBJETIVO PRINCIPAL

1. Comparar la fuerza en rotación externa e interna del hombro intervenido de una artroplastia total invertida con plastia de dorsal ancho y redondo mayor con el hombro contralateral, mediante un estudio isocinético.

OBJETIVOS SECUNDARIOS

2. Analizar los resultados clínico-funcionales preoperatorios y postoperatorios de los pacientes intervenidos mediante una artroplastia total invertida de hombro con una plastia de dorsal ancho y redondo mayor.
3. Comparar los resultados electromiográficos de la musculatura traspuesta en el hombro intervenido con los mismos músculos (sin transponer) del hombro contralateral.
4. Analizar las relaciones entre los resultados biomecánicos con los resultados clínico-funcionales, y de los resultados electromiográficos con los clínico-funcionales.
5. Analizar la influencia de las variables descriptivas en los resultados clínico-funcionales, biomecánicos y electromiográficos.

V. MATERIAL Y MÉTODO

1. DISEÑO DEL ESTUDIO

Hemos realizado un estudio observacional transversal de casos y controles, aprobado por el Comité ético de investigación clínica (CEIC) (*anexo 1*) del Consorci Sanitari de Terrassa.

1.1. Muestra

Se han revisado todos los pacientes intervenidos mediante artroplastia total invertida de hombro con plastia de dorsal ancho y redondo mayor por la unidad de hombro del Hospital de Terrassa entre los años 2007 y 2015.

Todos los pacientes fueron diagnosticados de rotura masiva postero-superior del manguito de los rotadores con afectación del redondo menor, con tests de Lag sign y Hornblower positivos. El estudio diagnóstico se completó en todos los casos con un estudio radiográfico (AP en rotación neutra y Outlet view), y un estudio mediante RMN. En la RMN se valoraron la retracción tendinosa (según la clasificación de Patte), la atrofia muscular del TSE (según el índice de Thomazeau), y la atrofia muscular del TIE y del TRm.

1.1.1. Criterios de inclusión:

1. Todos los pacientes intervenidos en el CST mediante una artroplastia total de hombro invertida con plastia de DA y RM por presentar una rotura masiva posterosuperior del manguito con afectación del redondo menor:

- . Diagnóstico clínico con tests de Lag sign y Hornblower positivos.
- . Diagnóstico por RMN de rotura del TSE grado 3 de (Patte) y con atrofia muscular grado IV de Thomazeau.
- . Diagnóstico por RMN de atrofia muscular del TIE y del TRm en corte sagital según Thomazeau.

1.1.2. Criterios de exclusión:

1. Pacientes con progresión de patología degenerativa cognitivas que impidan la realización de las pruebas biomecánicas.
2. Pacientes con lesiones traumáticas postoperatorias sobre la extremidad intervenida.
3. Pacientes con complicaciones postoperatorias que hayan requerido recambio protésico.
4. Pacientes con dolor y/o limitación en el hombro contralateral que impida la realización de las pruebas biomecánicas.
5. Pacientes con deslocalización geográfica.
6. Pacientes que rehúsen firmar el consentimiento informado (*anexo II*).

1.1.3. Grupos de comparación

El número total de pacientes incluidos en el estudio es de 10.

Para la valoración biomecánica y electromiográfica, se establecieron dos grupos:

1.1.3.1. *Intervenido*

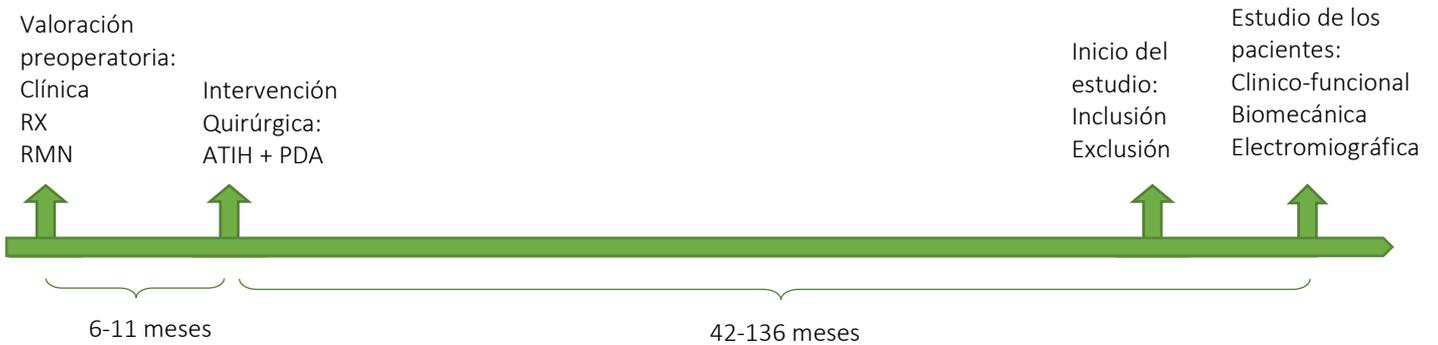
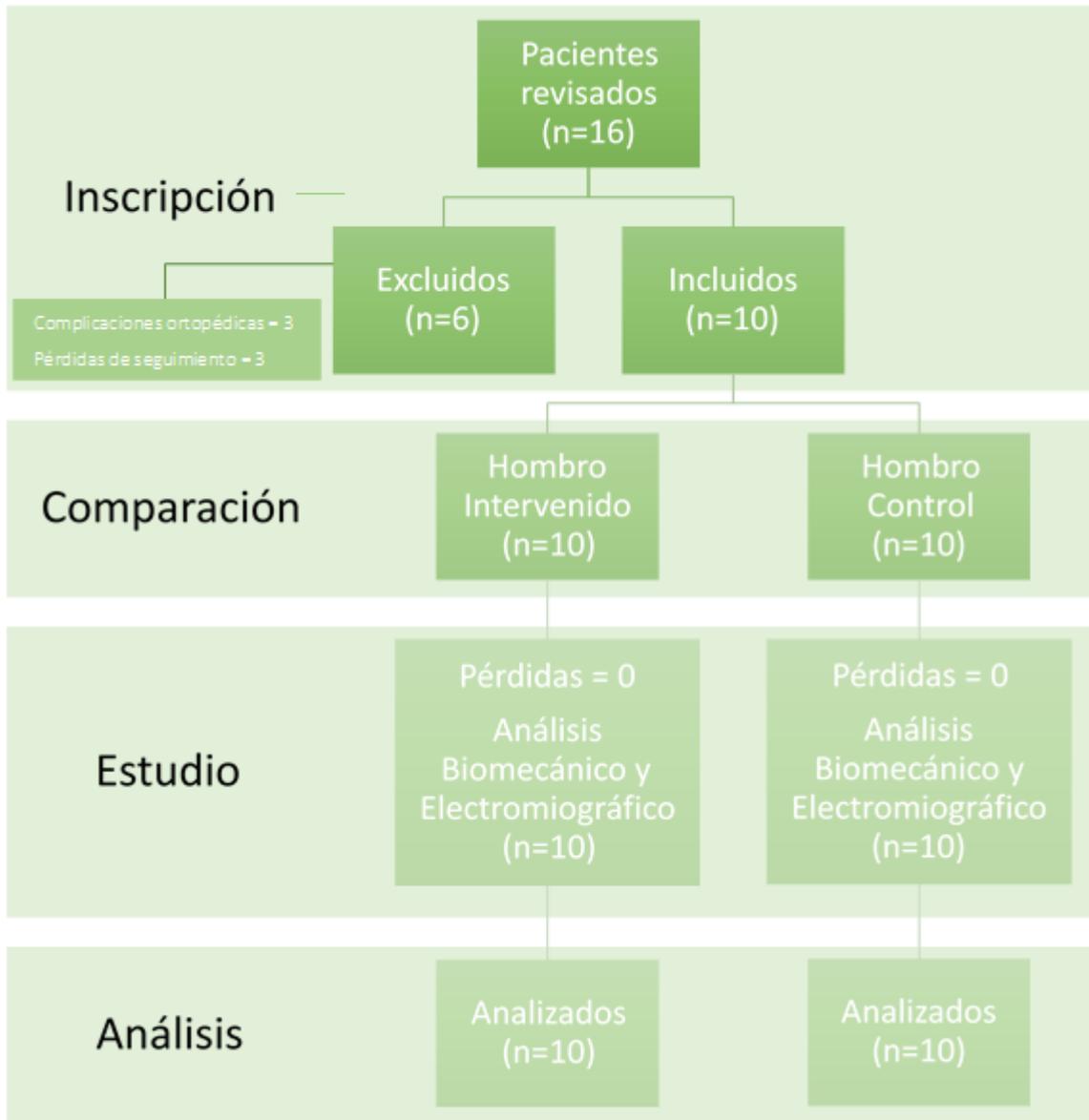
N = 10

Todos fueron intervenidos mediante una artroplastia total invertida de hombro con plastia de dorsal ancho y redondo mayor.

1.1.3.2. *Control*

N = 10.

Para cada paciente se obtuvo el hombro contralateral como hombro control.



1.2. Variables analizadas:

1.2.1. Variables descriptivas:

- *Edad*. En años, valorada en el momento de la revisión.
- *Sexo*. Hombre o mujer.
- *Lateralidad de la intervención*. Derecha o Izquierda.
- *Dominancia*. Diestro o zurdo.
- *Tipo de implante*. Sistema utilizado en la artroplastia. Delta Xtend (DePuy) o Comprehensive (Z-B).
- *Tiempo de seguimiento*. En meses. Tiempo transcurrido desde la intervención hasta el estudio clínico – funcional, biomecánico y electromiográfico.

1.2.2. Variables biomecánicas:

Valoramos la rotación externa y la interna (RE/RI), en el hombro intervenido y en el control.

- *Fuerza pico del par (N/M)*. Corresponde al módulo del momento angular específico más elevado del ejercicio isocinético. La fuerza desarrollada por el grupo muscular multiplicada por la distancia existente desde el eje de rotación al eje de aplicación de la fuerza. Este momento de fuerza vendrá registrado para cada ángulo de ROM y gráficamente viene representado por una curva en función del tiempo
- *Trabajo total (J)*. Capacidad de un grupo de músculos para producir el desplazamiento del segmento esquelético correspondiente. Expresa el producto del momento de fuerza por la distancia angular, en el estudio gráfico va a corresponder al área o espacio debajo de la curva del momento de fuerza.
- *Potencia media (W)*. Producto del valor del trabajo por la unidad de tiempo. Se presenta como potencia media obtenida, dividiendo el trabajo total entre el tiempo empleado en la ejecución del test.

- *Pico par promedio máximo (N/M)*. Valor más alto del momento de fuerza registrado durante el test. Puede ser considerado como la máxima fuerza que un grupo muscular es capaz de desarrollar a una velocidad angular de movimiento, y podremos siempre relacionarlo con el ángulo de movimiento en que ha sido obtenido.
- *Ratio interno/externo*. Importante reflejo de la armonía muscular en el hombro, donde los rotadores internos son superiores a los externos. En condiciones normales se sitúa en torno a 1,3.

1.2.3. Variables clínico-funcionales:

Preoperatoria del hombro intervenido, y en el momento de la revisión para el hombro intervenido y el control.

- *Test de Constant Murley (0-100)*. Tanto su valor global como solo la RE.
- *Tests de Lagsign y Hornblower. (+/-)*. Según describiremos más adelante.

1.2.4. Variables electromiográficas:

Del DA en el hombro intervenido en retropulsión y en RE, en el hombro control en retropulsión y RI. Del RM en rotación externa en el hombro intervenido, y en rotación interna en el hombro control.

- *Amplitud (mV)*. Amplitud media del registro EMG en el movimiento descrito para cada grupo muscular.

2. VALORACIÓN INICIAL PREOPERATORIA

2.1. Anamnesis

Se realizó una anamnesis básica para conocer los antecedentes médicos (edad, enfermedades, alergias), laborales (profesión, actividad física) y datos relativos al proceso actual (lateralidad, dominancia, clínica, tiempo de evolución, tratamientos previos...).

2.2. Revisión clínico-funcional

2.2.1. Pruebas específicas:

Orientadas a evaluar los diferentes grupos musculares del hombro.

- *Test de Jobe*: Valora el TSE. Con el paciente de cara al explorador, elevando los brazos a 90° en el plano de la escápula (a medio camino entre la flexión anterior y la abducción). Se pide al paciente que mantenga esta posición mientras aplica una fuerza que intenta descender los brazos hacia los lados. Es positivo si el paciente refiere debilidad, dolor o ambos.
- *Test de Patte*: Valora el TIE. El paciente eleva brazo en abducción de 90° con el codo en flexión de 90°, e intenta hacer una rotación externa (hacia posterior) contra la resistencia del explorador. Es positivo si el paciente refiere debilidad, dolor o ambos.
- *Test de Lag sign*: Valora roturas completas del Infraespinoso. Con el brazo al costado y el codo flexionado a 90°. Si el explorador realiza RE pasiva, el paciente es incapaz de mantenerla y el hombro se desplaza en RI.
- *Test de Hornblower*: Valora roturas completas del redondo menor. Con el hombro en abducción de 90° y el codo flexionado a 90°. Si el explorador realiza RE pasiva, el paciente es incapaz de mantenerla y el hombro se desplaza en RI.
- *Test de Lift Off/de Gerber*: Valora el TSC. El paciente realiza rotación interna del hombro hasta poder poner el dorso de la mano sobre región sacra o glútea. Se pide al paciente que mantenga la mano separada de la región sacra/glútea. Es positivo si el paciente no es capaz de mantener la mano separada de la región glútea



Figura 15: Tests de Lag sign (izquierda) y Hornblower (derecha), que muestran la rotura completa de los rotadores externos.

- *Test de Palm Up*: Valora patología de la PLB. El examinador se sitúa frente al paciente y se opone a la antepulsión del brazo con el codo en extensión completa y la palma de la mano hacia arriba. Es positivo si el paciente expresa dolor.
- *Test de Yokum*: Valora patología a nivel subacromial. El paciente coloca la mano del brazo a explorar en el hombro contralateral, e intenta realizar elevación del codo. Es positivo si el paciente expresa dolor.

Siendo de especial relevancia los tests de Lag sign y Hornblower, que valoran la rotura completa de los rotadores externos (infraespinoso y redondo menor, respectivamente).

2.2.2. Test Constant:

Se realiza en base al artículo actualizado por el autor (*anexo III*).

Se valoran 4 apartados (Dolor, Actividad, Movilidad, Fuerza), que en conjunto suman un total de 100 puntos. La puntuación máxima refleja un hombro normal.

- *Dolor*: es una escala lineal del dolor del 0 al 15, donde 0 es el dolor máximo y 15 la ausencia de dolor.
- *Actividad*: responde a 4 preguntas sobre la funcionalidad del hombro en el día a día y que en conjunto suman 20, lo que correspondería a ninguna limitación.
- *Movilidad*: valora por separado los 4 principales movimientos del hombro (flexión anterior, abducción, rotación externa, rotación interna). Otorga una puntuación del 0 al 10 a los diferentes rangos para cada movimiento, y en conjunto suman 40. La puntuación máxima reflejaría un balance articular completo.
- *Fuerza*: corresponde con la fuerza que puede realizar el paciente con el hombro explorado. Se realizan 5 mediciones con un dinamómetro de la fuerza en elevación anterior, se realiza la media de las 5 y se multiplica por 2. La puntuación máxima serían 25kg.

2.3. Pruebas complementarias

2.3.1. Radiografías:

Los estudios radiológicos básicos preoperatorios lo constituyen la proyección anteroposterior de hombro (AP) y el outlet view (o perfil de escápula).

La proyección AP verdadera se consigue con el haz de rayo X a aproximadamente 30-40º de angulación desde la parte medial a la lateral para buscar el paralelismo de la superficie glenoidea y con 15º de angulación de cráneo-caudal. En la proyección Outlet el rayo se coloca con 20º de inclinación cráneo-caudal, tangencial al eje de la escápula.

Se describe el grado de ascenso de la cabeza humeral y de artrosis glenohumeral según la clasificación de Hamada (*anexo IV*).

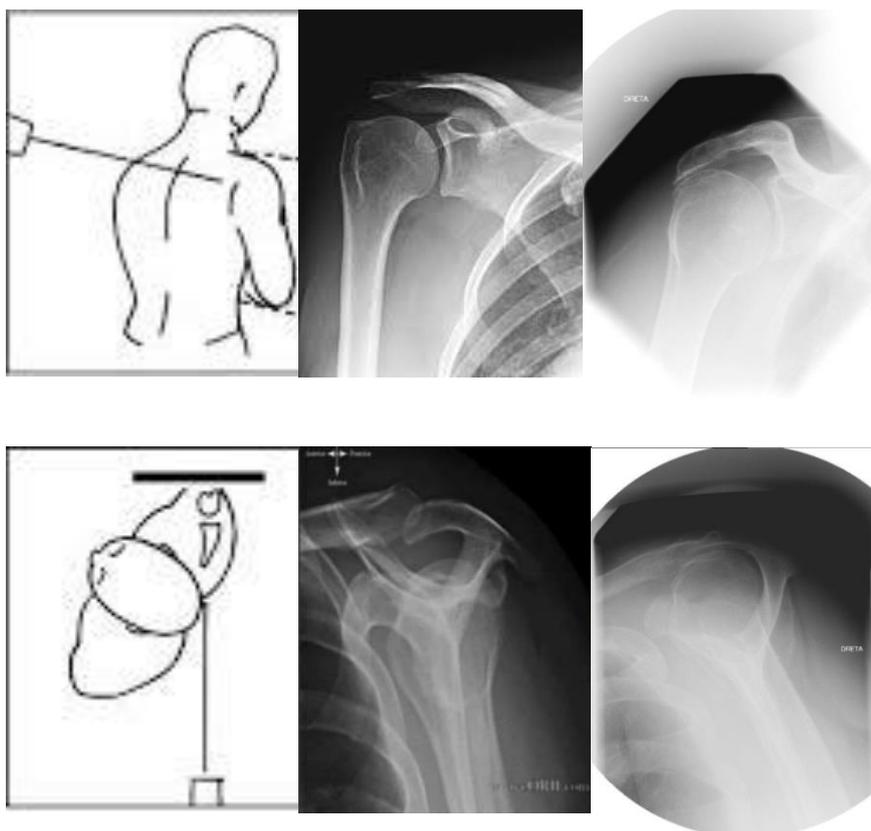


Figura 16: Proyecciones radiológicas AP (serie superior) y outlet view (serie inferior). Protocolo de obtención, imagen normal e imagen patológica.

2.3.2. Resonancia magnética nuclear:

Se realizó la RMN con el paciente en posición supina con el brazo en rotación neutra extendido a lo largo del tórax, utilizando secuencias ponderadas T1 - T2 - TSE con cortes en los planos Axiales, Coronales y Sagitales.

Se valoraron la retracción tendinosa (según la clasificación de Patte *-anexo V-*) y la atrofia muscular del TSE (según el índice de Thomazeau *-anexo VI-*), y la atrofia muscular del TIE y del TRm.

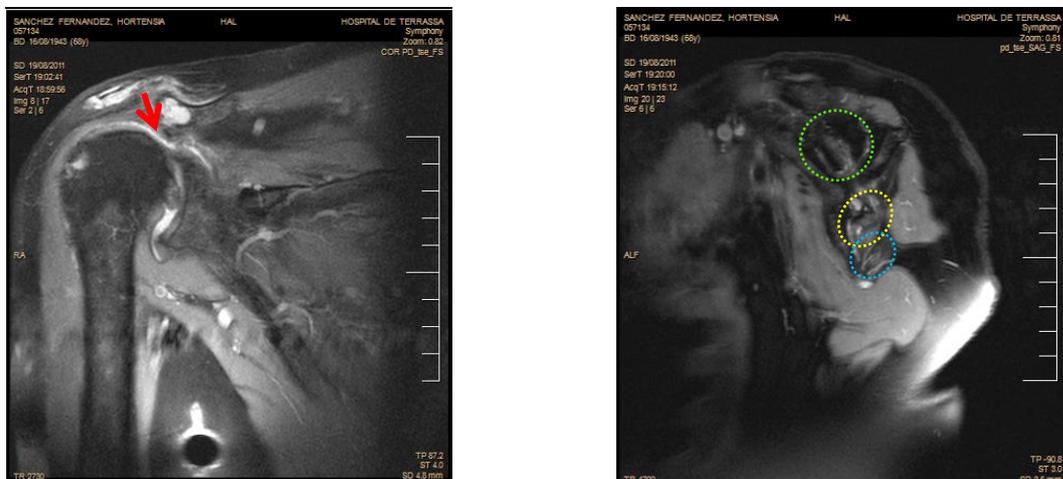


Figura 17: Imagenes RMN. A la izquierda, corte coronal en densidad protónica. Podemos observar retracción del TSE hasta el margen de la glenoides (flecha roja), correspondiente a un grado III en la clasificación de Patte. A la derecha, corte sagital en densidad protónica. Podemos apreciar la atrofia del TSE (área discontinua verde), del TIE (área discontinua amarilla) y del TRm (área discontinua azul).

3. TÉCNICA QUIRÚRGICA

La técnica quirúrgica consiste en la implantación de una artroplastia total invertida junto con la realización de una plastia de dorsal ancho y redondo mayor a la cara externa del húmero en el mismo acto quirúrgico a través de un abordaje deltopectoral.

Paciente bajo anestesia general y plexo braquial del hombro, en posición de semisentado. Incisión cutánea y disección por vía deltopectoral. Se practica tenotomía del tendón del subescapular y se realiza una capsulotomía humeral circunferencial hasta el dorsal ancho. Se realiza disección y sección parcial del pectoral mayor, y posteriormente del DA y RM. Se dan puntos fiadores sobre la plastia. Se practica la osteotomía de la cabeza humeral con un ángulo cefalodiafisario y una retroversión según la recomendación de cada tipo de prótesis. Posteriormente se prepara el componente humeral con fresados progresivos. Se brocan agujeros en la cara externa del húmero y se pasan lazadas que servirán para pasar los puntos fiadores de la plastia. Se completa una capsulotomía circunferencial en glena.

En los casos del sistema Delta Xtend, componente humeral cementado (inlay) con ángulo cefalodiafisario de 155º y 0º de retroversión. Se fresa la cavidad glenoidea y se implanta la metaglena sin tilt inferior y se fija con 3-4 tornillos periféricos. Glenosfera centrada de 36 mm. Polietileno estándar. En los casos de sistema Comprehensive, componente humeral no cementado (onlay) con ángulo cefalodiafisario de 135º y 20º de retroversión. Se fresa de la cavidad glenoidea y se implanta la metaglena en el borde inferior de la glena, con un tilt inferior de 10º, y se fijación con 1 tornillo a nivel del tetón central y 2-4 tornillos periféricos. Se coloca la glenosfera de 36 mm con offset inferior en C.

Se realiza la reducción de la prótesis y se comprueba su estabilidad. Finalmente, se pasa la plastia de DA y RM de antero interno a postero externa y se sutura a los puntos transóseos en la cara externa del húmero, comprobando la correcta tensión de la misma. Abundante limpieza con suero fisiológico, cierre por planos suturando el subescapular y el pectoral mayor, y piel con grapas.

Los pacientes abandonan el quirófano inmovilizados con férula toracobraquial.

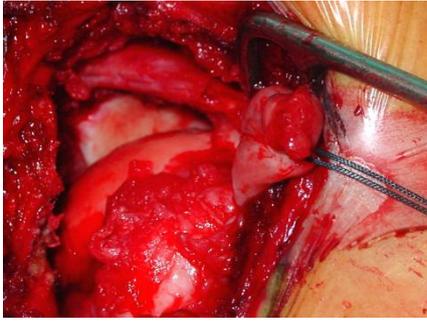


Figura 18: Imagen del abordaje y exposición de la rotura masiva de los rotadores.

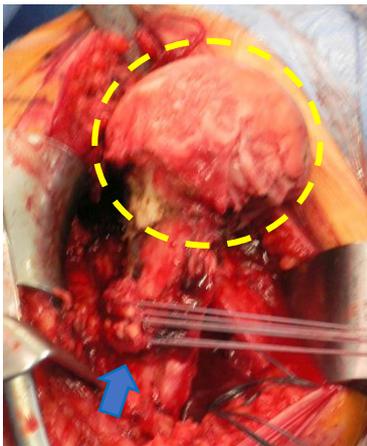


Figura 19: Imagen de la cabeza humeral con signos degenerativos (circulo discontinuo amarillo). Aspecto de la plastia del DA y RM una vez pasados alrededor de húmero (flecha azul). Localización y forma de fijación de la plastia en el húmero con puntos transóseos con hilos de alta resistencia (punta de flecha verde), y su tensión con diferentes rotaciones del húmero.

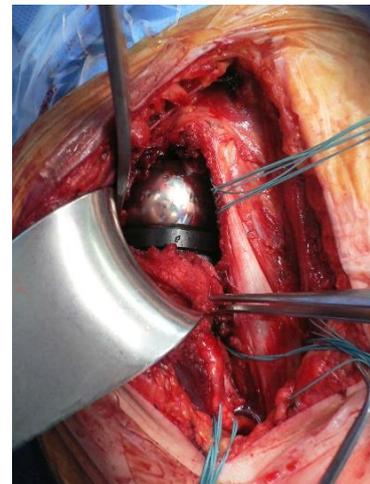
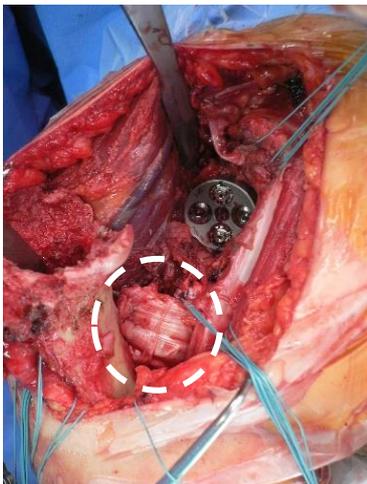


Figura 20: Imágenes de la implantación de la ATIH. A la izquierda, metaglena implantada con el húmero preparado. Podemos apreciar la plastia de DA y RM (circulo discontinuo blanco). Imagen central y derecha, sucesiones en la implantación de la glenofera y aspecto final de la reducción del implante.

4. REHABILITACIÓN POSTOPERATORIA

El protocolo de rehabilitación postoperatorio fue el mismo en todos los casos. Tras la cirugía, en quirófano y antes de despertar al paciente, se inmovilizaron con una férula toraco-braquial a medida con el codo a 90º y el hombro a 30º de abducción, 15º de antepulsión y RE neutra. Se mantuvo las 6 primeras semanas postoperatorias tras las cuales los pacientes iniciaron el protocolo de rehabilitación.

A partir de la 4ª semana se inician ejercicios pasivos de elevación anterior y abducción de hombro a partir de 30º.

A partir de la 6ª semana se inician ejercicios activos de elevación anterior y abducción. Se inician ejercicios de adducción pasiva y de rotación interna hasta conseguir la adducción completa, retirando la férula toracobraquial y colocando un cabestrillo hasta la 8ª semana.

A partir de la 8ª semana se inician ejercicios activos de rotación interna.



Figura 21: Imagen de archivo de la inmovilización del postoperatorio, que permite regular la abducción y la rotación del hombro.

5. ESTUDIO DE LOS PACIENTES INCLUIDOS

Realizada por un miembro del servicio de COT juntamente con personal del departamento de medicina deportiva y neurofisiología clínica con un tiempo variable desde la intervención de entre 42 y 136 meses. En un mismo tiempo se realizó la valoración clínica, biomecánica y electromiográfica.

5.1. Descripción radiológica

5.1.1. Radiología simple

Mediante la proyección anteroposterior (AP) y la proyección axial (o perfil escapular).

Se realiza tan solo con un carácter descriptivo. Se evalúa la presencia de notch según descrito por Sirveaux (*anexo VII*); la cementación; la presencia de stress shielding; y la presencia de signos de radiolucencia en el componente humeral (según la adaptación humeral del método descrito por Gruen *-anexo VIII-*) o en el componente glenoideo (según descritos por Molé *-anexo IX-*).

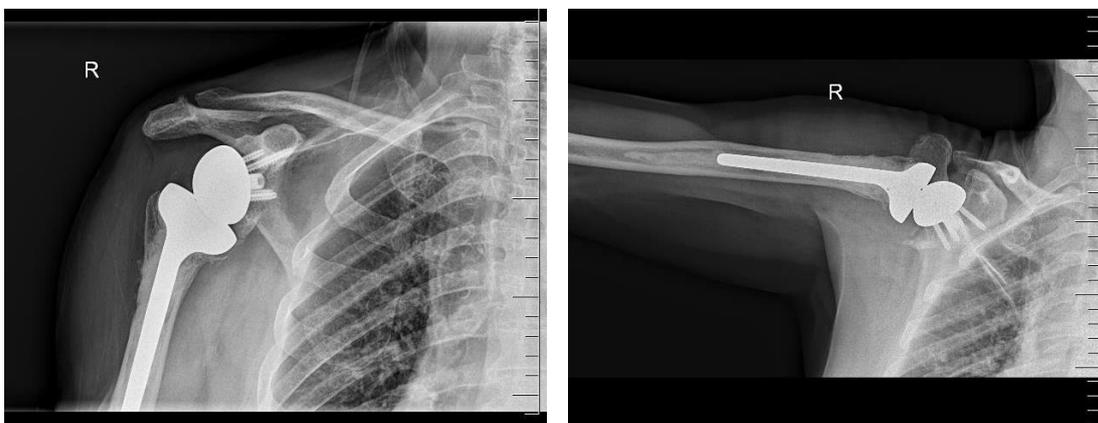


Figura 22: Rx postoperatorias.

5.2. Revisión clínico-funcional

La valoración postoperatoria se lleva a cabo en el mismo momento que la valoración biomecánica y electromiográfica. Se valora tanto el hombro intervenido como el hombro contralateral, para objetivar su funcionalidad y su utilidad como control del hombro intervenido.

5.2.1. Pruebas específicas

Se valoran, de igual manera que descritos para el preoperatorio, los tests de Lag sign y de Hornblower.

5.2.2. Test Constant:

Se realiza en base al artículo actualizado por el autor y de igual manera que realizado en la valoración preoperatoria.

5.3. Estudio biomecánico

Rotación externa y de la Rotación interna

Realizado mediante un dinamómetro isocinético Biodex System 3, con 2 protocolos de estudio. Ambos protocolos valoran la RE y la RI en el hombro intervenido y en el contralateral en dos posiciones (RE1 y RE2). Consisten en 2 series de 5 repeticiones a 30º/seg y otras 5 a 10º/seg, con una amplitud de 90º (de 45º de RI a 45º de RE) espaciadas 1 minuto entre sí.

Para estudiar la RE1 el paciente se sitúa de pie con el codo pegado al tórax y flexionado 90º. El dinamómetro se colocará inclinado 90º, y se establece a 30º/seg. Para la RE2, el paciente se coloca sentado con el brazo a 50º de abducción y fijado con cintas a nivel pélvico. La silla se coloca en rotación de 15º y el dinamómetro rotado 20º e inclinado 50º, y se establece a 10º/seg.

Los pacientes fueron instruidos para lograr la mayor fuerza posible durante los ejercicios. Se obtienen datos en RE y RI de la fuerza pico del par (N-M), el trabajo total (J), potencia media (W), pico par promedio máximo (N-M) y la ratio interno/externo.



Figura 23: Colocación de los pacientes para la exploración biomecánica. A la izquierda, valoración de la RE1. A la derecha, valoración de la RE2.

5.4. Estudio EMG:

Actividad del Dorsal Ancho y Redondo Mayor

Realizado mediante electrodos AmbuNeuroline de aguja concéntrica. La señal se registra mediante un Electromiógrafo SynergyPiu y los datos son procesados mediante el programa Turns-Amplitu de Analysis. La máxima actividad muscular se registra en el músculo LD y en el RM, y el valor definitivo se calculará de la media de la actividad de los puntos estudiados.

El electrodo se coloca para el dorsal ancho lateral y distal al ángulo inferior de la escápula, en la porción más hipertrófica del músculo dorsal ancho. Para el redondo mayor, se colocan dos centímetros proximal y 1cm lateral a la punta de la escápula.

Se registra la actividad del dorsal ancho y del redondo mayor en rotación externa en el hombro intervenido. El dorsal ancho se registra también en retropulsión. En el hombro control, tanto dorsal ancho como redondo mayor se registran en RI.

Se obtiene como medida del reclutamiento muscular la amplitud en microvoltios generada por la contracción muscular.

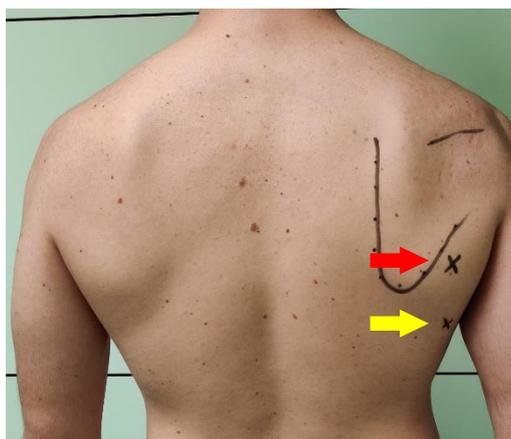


Figura 24: Colocación aproximada de los electrodos EMG. Flecha roja para el TRm. Flecha amarilla para el LD.

6. ANÁLISIS DE LAS VARIABLES

6.1. Definición de las variables descriptivas.

Se recogen datos epidemiológicos que puedan ser de interés como la edad, el sexo, la lateralidad de la intervención y la dominancia. Se recogen también variables como el tiempo hasta la revisión y el tipo de implante.

6.2. Comparación de los resultados biomecánicos del hombro intervenido con el hombro control.

Es el objetivo principal del estudio: comparar la fuerza en RE del hombro intervenido y del control mediante un estudio biomecánico.

6.2.1. Comparación de la RE.

Para demostrar que se recupera fuerza efectiva en rotación externa, realizamos una comparación de las variables biomecánicas en RE del hombro intervenido con el 50% del valor de las variables biomecánicas en RE del hombro contralateral. Para ello, se calcula el 50% de los valores biomecánicos en RE del hombro control. Estos nuevos valores se someten a un contraste con los valores en RE del hombro intervenido mediante una T de Student para muestras independientes.

6.2.2. Comparación de la RI.

Con el objetivo de valorar si tras la intervención se pierde fuerza en rotación interna de manera significativa, se realiza una comparación de las variables biomecánicas en rotación interna del hombro intervenido con las variables biomecánicas en rotación interna del hombro control. Se realiza una T de Student para muestras independientes.

6.2.3. Comparación de la ratio RI/RE.

Para evaluar si con esta técnica producimos un desequilibrio significativo de las fuerzas en el hombro intervenido. Para cada variable biomecánica, se realiza el cociente entre el valor en RI y el valor en RE. Los valores obtenidos en cada hombro se comparan mediante una T de Student para muestras independientes.

6.3. Comparación de los resultados clínico-funcionales pre y postoperatorios del hombro intervenido.

Analizamos la evolución de los tests específicos (Lag sign y Hornblower) y del test de Constant en el hombro intervenido. Se compara el resultado preoperatorio con el obtenido en el momento de la revisión.

6.3.1. Lagsign y Hornblower

Se compara el valor preoperatorio de los tests de Lag sign y Hornblower con el valor postoperatorio.

6.3.2. Test de Constant

Se comparan los valores preoperatorios del hombro intervenido con los obtenidos en el momento del estudio mediante una T de Student para muestras dependientes.

6.4. Comparación de los resultados EMG del hombro control y del hombro intervenido.

Con el objetivo de comparar el comportamiento EMG de los músculos traspuestos en el hombro intervenido con el comportamiento EMG de los músculos en el hombro no intervenido, para valorar si los patrones neurofisiológicos son comparables y si la musculatura traspuesta es funcional. Se realizan dos tipos de análisis: Una T de Student para muestras independientes (para valorar si existen diferencias entre los 2 hombros) y un estudio de Correlación (Spearman) (para evaluar si existe una relación directa en la amplitud del EMG, sugiriendo pacientes con patrones de activación aumentados).

6.5. Análisis de las relaciones intermedias en el hombro intervenido.

Con el objetivo de identificar relaciones entre las diferentes valoraciones realizadas.

6.5.1. De los resultados biomecánicos en RE con el test de Constant.

Se realiza tan solo sobre el hombro intervenido, para analizar si los valores del test de Constant (total o la subcategoría RE) tienen relación con los resultados biomecánicos en

RE. Se realiza mediante un ANOVA, para lo cual utilizamos el Constant estratificado. Se complementa con un análisis de Correlación.

6.5.2. De los resultados biomecánicos en RI con el test de Constant.

Se realiza tan solo sobre el hombro intervenido, para analizar si los valores del test de Constant (total o la subcategoría RI) tienen relación con los resultados biomecánicos en RI. Se realiza mediante un ANOVA, para lo cual también utilizamos el Constant estratificado.

6.5.3. De los resultados EMG con el test de Constant.

Se realiza solo sobre el hombro intervenido, con el objetivo de identificar si los valores del Constant se relacionan con los resultados EMG. Se realizan dos tipos de análisis: un ANOVA (también con el Constant estratificado) y una Correlación de Spearman.

6.5.4. De los resultados biomecánicos en RE con los resultados EMG.

Al ser dos variables cuantitativas se realizan estudios de correlación (de Spearman) para analizar si existe relación entre ambas variables. Se realiza en los dos hombros para valorar si se comportan igual.

Se analizan los resultados EMG del hombro intervenido con los biomecánicos en RE del hombro intervenido; y los resultados EMG del hombro control con los biomecánicos en RI del hombro control (porque la función del DA y del RM en el hombro no intervenido es de RI),

6.6. Análisis bivariados.

Al tratarse de una muestra pequeña, carece de sentido realizar estudios de regresión. Para tratar de identificar la influencia de las variables descriptivas en los resultados obtenidos, se realizan múltiples contrastes bivariados no paramétricos entre cada variable descriptiva con cada variable clínico-funcional, biomecánica y electromiográfica. Se realiza de la misma manera para tratar de identificar otras variables que pueden influir en el resultado final (Constant preoperatorio, tiempo de seguimiento).

7. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

El estudio estadístico se ha realizado mediante el programa IBM Statistics v21, asesorado por el departamento de Docencia y Recerca del CST y por el servicio de Estadística Aplicada de la Universidad Autònoma de Barcelona.

El análisis estadístico incluye medidas de estadística descriptiva (frecuencias absolutas y relativas, medias y respectivas desviaciones estándar) y estadística analítica. El nivel de significancia para rechazar la hipótesis nula se ha fijado en $\alpha \leq 0,05$.

Debido al tamaño muestral, se han combinado pruebas paramétricas con no paramétricas. Si el test de Levene de las pruebas paramétricas es $p < 0,05$ se asume que no existe homogeneidad de varianzas, por lo que se procede realizar tests no paramétricos.

Al comparar una variable cuantitativa con otra cualitativa, se han realizado contrastes de hipótesis de tipo paramétrico (t de Student o Anova, en función del número de variables). Si el valor del test de Levene era $< 0,05$, se han realizado contrastes no paramétricos.

En caso de dos variables cuantitativas, se han establecido análisis de correlación. Al tratarse de una muestra pequeña, se ha realizado correlación no paramétrica de Spearman.

Al tratarse de una muestra pequeña, no son aplicables los estudios de regresión. Para intentar detectar variables de confusión se han realizado múltiples análisis bivariados entre las variables resultado y las variables susceptibles de realizar sesgos en los resultados.

8. ASPECTOS ÉTICOS

El estudio fue aprobado por el Comité Ético de Investigación Clínica del Consorci Sanitari de Terrassa. Todos los pacientes incluidos fueron adecuadamente informados del procedimiento y firmaron su consentimiento informado (Anexo 3) previo a la inclusión en el estudio.

En todo momento se actuó según la Declaración de Helsinki.

VI. RESULTADOS

1. ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA

1.1. Muestra

Nuestra serie la componen 16 pacientes intervenidos mediante artroplastia total invertida de hombro asociada a una plastia de dorsal ancho y redondo mayor entre los años 2007 y 2015 en el Hospital de Terrassa.

1.1.1. Muestra final

De los 16 pacientes intervenidos, se producen 3 pérdidas en el seguimiento (un 18.75%): 1 por cambio de domicilio (6.25%) y 2 por empeoramiento de sus patologías de base (12.5%).

En nuestra serie presentamos 3 pacientes con complicaciones ortopédicas (18.75%): Una infección periprotética tardía (6.25%), una fractura periprotética del húmero (6.25%); y una luxación traumática temprana de la artroplastia con lesión plexular, que requirió recambio a prótesis tipo CTO.

Finalmente, completan el estudio 10 pacientes (el 62.5% de la muestra inicial).



Gráfico 1: Distribución de los pacientes incluidos y excluidos.

1.1.2. Variables demográficas

La serie (n=10) la componen 8 mujeres y 2 hombres, con una media de edad de 66.6 años (55-81 años). El lado intervenido es el derecho en 7 pacientes y el izquierdo en 3. La extremidad intervenida es la dominante en 8 de los 10 pacientes. El modelo de artroplastia implantada son la Delta Extend (DePuy) en 4 pacientes y el modelo Comprehensive (Zimmer-Biomet) en 6 pacientes. El tiempo medio de seguimiento en el momento de la revisión es de 80.8 meses (de 42 a 136 meses).

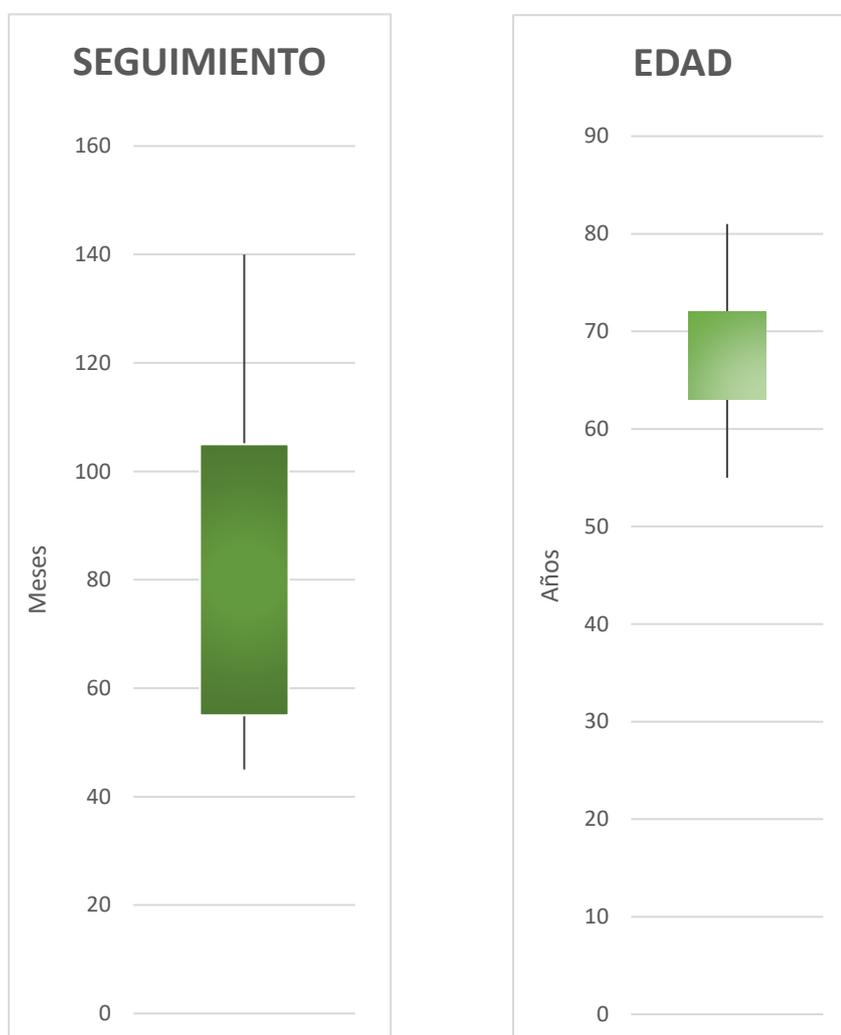


Gráfico 2: Tiempo de seguimiento (izquierda) y distribución de la edad (derecha) de los pacientes incluidos.

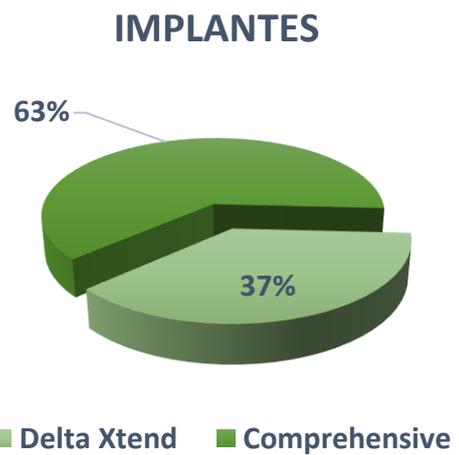


Gráfico 3: Distribución de las variables sexo, lateralidad, dominancia y tipo de implante en los pacientes incluidos.

1.2. Descripción de los resultados preoperatorios

1.2.1. Radiológicos:

Radiografías

En las radiografías preoperatorias se puede observar el ascenso de la cabeza humeral (Hamada ≥ 3) con pinzamiento del espacio subacromial en todos los pacientes de la serie, menos en uno (imagen 1). Esa paciente presentaba una reruptura tras sutura artroscópica de una rotura masiva del manguito rotador, sin alteraciones radiológicas.

Indice de Hamada	N=10	%
1	1	10
2	0	0
3	6	60
4a	1	10
4b	2	20
5	0	0

Tabla 1: Resumen hallazgos estudio RX preoperatorio.

RMN

En todos los casos se observa una ruptura masiva del manguito rotador, con una retracción del supraespinoso g III o mayor según la clasificación de Patte, y una atrofia muscular del supraespinoso g IV según la clasificación de Thomazeau. En todos los casos existe una atrofia gIII-IV del infraespinoso y del redondo menor.

1.2.2. Clínico-funcionales

Los 10 pacientes que componen la serie presentaban una rotura masiva postero-superior del manguito de los rotadores con afectación del redondo menor, con tests de Lag sign y Hornblower +.

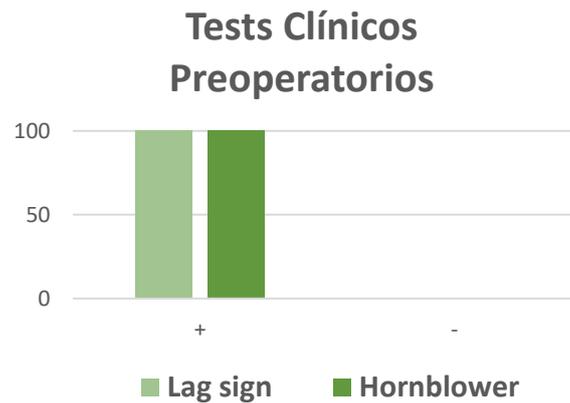


Gráfico 4: Variables clínicas en el preoperatorio.

Los resultados del test de Constant preoperatorio del hombro afecto se muestran en la *tabla 1*. El valor medio del test de Constant preoperatorio es de 28.2 puntos.

	Dolor	Actividad	Elevación	Abducción	RE	RI	Fuerza	Constant
Mínimo	0	3	2	0	0	0	0	21
Máximo	7	9	8	8	0	8	2	39
Media	3.2	6.4	5	4.4	0	5.8	0.4	28.2

Tabla 2: Resumen valoración funcional (test de Constant) preoperatorios.

1.3. Descripción resultados postoperatorios

1.3.1. Radiológicos

Existen 2 pacientes con imágenes sugestivas de notch grado I según la clasificación de Sirveaux.

Existe un paciente con una línea de radiolucencia menor de 1 mm de espesor en la zona humeral 3-5. Además, existen 2 pacientes con adelgazamiento de la cortical externa del humero. Otros 2 pacientes presentan calcificación de la inserción del pectoral mayor. No apreciamos signos de aflojamiento a nivel glenoideo.

Las diferencias radiológicas en la cementación y el diseño onlay/inlay obedecen a las diferentes técnicas quirúrgicas de los implantes empleados.

	Delta Xtend	%	Comprehensive	%
	(n=4)		(n=6)	
Notch g I	1	25	1	16
>= II	0	0	0	0
Inlay	4	100	0	0
Cementación	4	100	0	0
Stress Shielding	0	0	0	0
Radioluc humeral	1	25	0	0
Radioluc glenoides	0	0	0	0

Tabla 3: Resumen hallazgos estudio RX postoperatorio.

1.3.2. Clínico - funcionales

1.3.2.1. Del hombro intervenido

Los tests de Lag sign y Hornblower resultaron negativos en todos los pacientes.

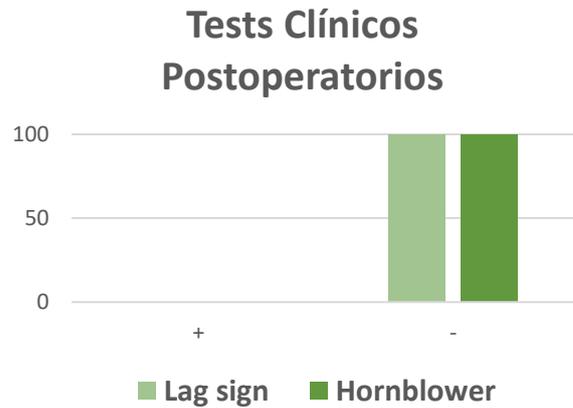


Gráfico 5: Tests clínicos postoperatorios

Los resultados del test de Constant postoperatorio se muestran en la *tabla 2*. El valor medio del test de Constant postoperatorio es de 59.1 puntos.

	Dolor	Actividad	Elevación	Abducción	RE	RI	Fuerza	Constant
Mínimo	12	10	6	4	4	2	2	47
Máximo	15	18	10	10	10	10	6	69
Media	14.3	12.7	8.4	8.4	6.6	5.6	3.3	59.1

Tabla 4: Resumen valoración funcional (test de Constant) postoperatorios

1.3.2.2. Del hombro contralateral

Todos los pacientes presentaban tests de Lag Sign y de Hornblower negativos.

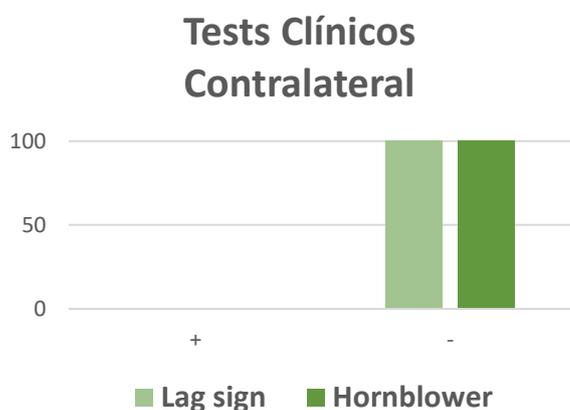


Gráfico 6: Tests clínicos en el hombro contralateral.

Los resultados del test de Constant contralateral se muestran en la tabla. El valor medio del test de Constant es de 70.6.

	Dolor	Actividad	Elevación	Abducción	RE	RI	Fuerza	Constant
Mínimo	10	15	6	6	6	6	5	63
Máximo	15	20	10	10	10	10	14	87
Media	12.4	17.10	8.4	7.6	8.8	8.2	8.1	70.6

Tabla 5: Resumen valoración funcional (test de Constant) en el hombro controlateral

1.3.3. Biomecánicos

Todos los pacientes fueron capaces de realizar las pruebas biomecánicas en los dos protocolos de estudio (RE1 y RE2) con el hombro intervenido y el control, tanto de la rotación interna como de la rotación externa. A continuación, se resumen los resultados.

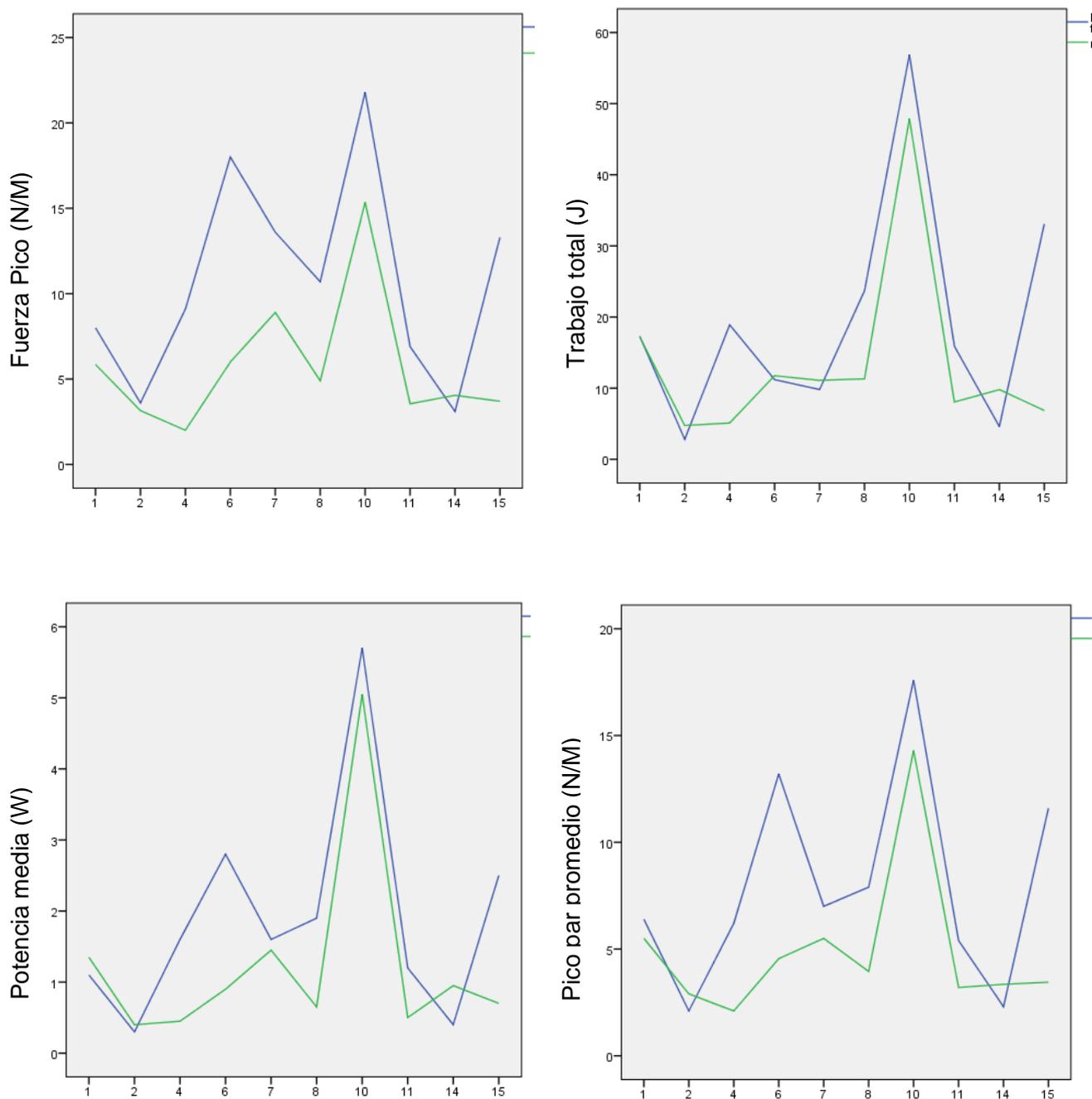


Gráfico 7: Resumen resultados variables biomecánicas en RE1 del hombro intervenido (azul) y del 50% del hombro contralateral (verde).

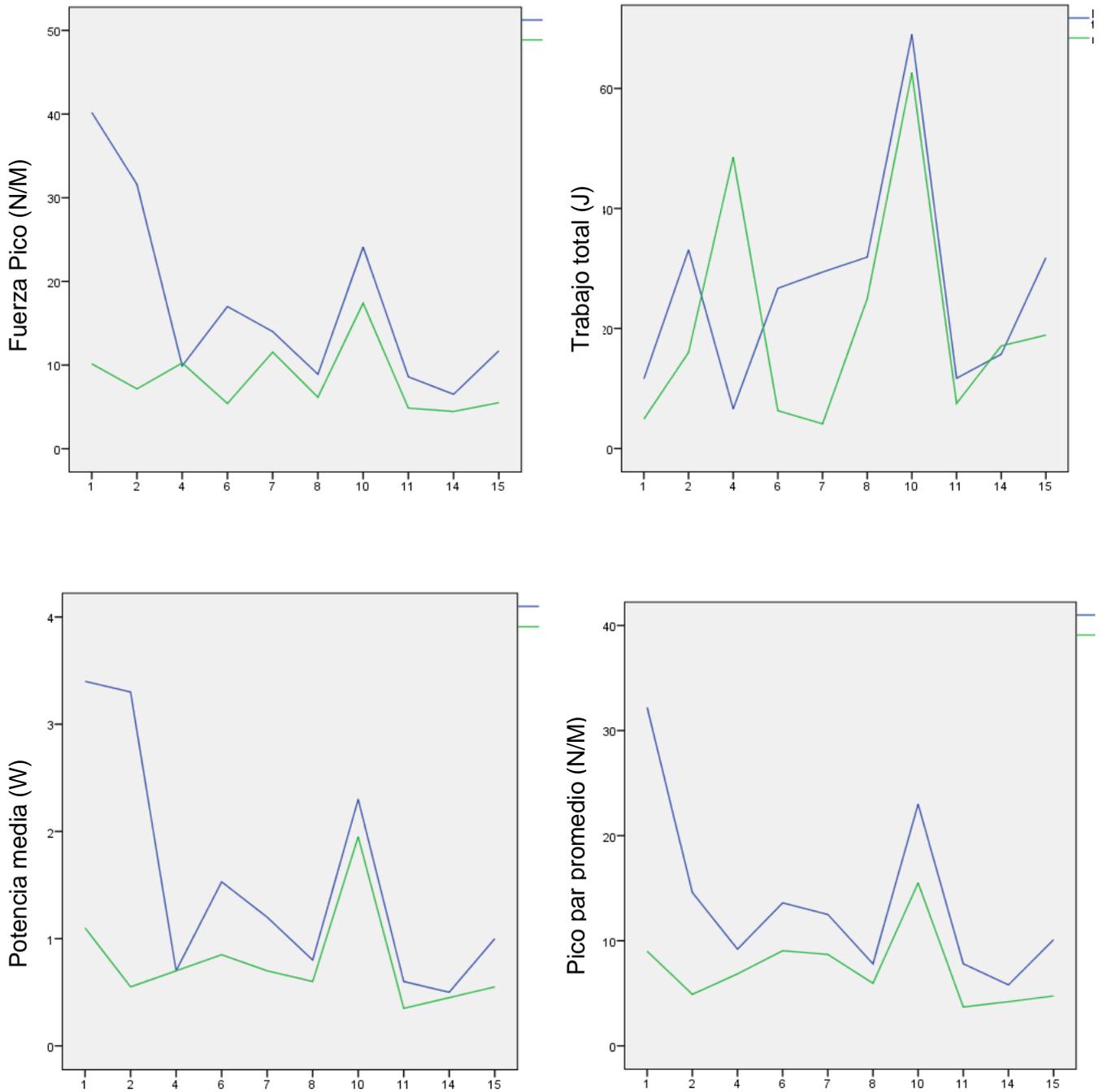


Gráfico 8: Resumen resultados variables biomecánicas en RE2 del hombro intervenido (azul) y del 50% del hombro contralateral (verde).

1.3.4. Electromiográficos

Los resultados electromiográficos del hombro intervenido y del hombro control para el LD se resumen en la figura 3; y para el RM en la figura 4.

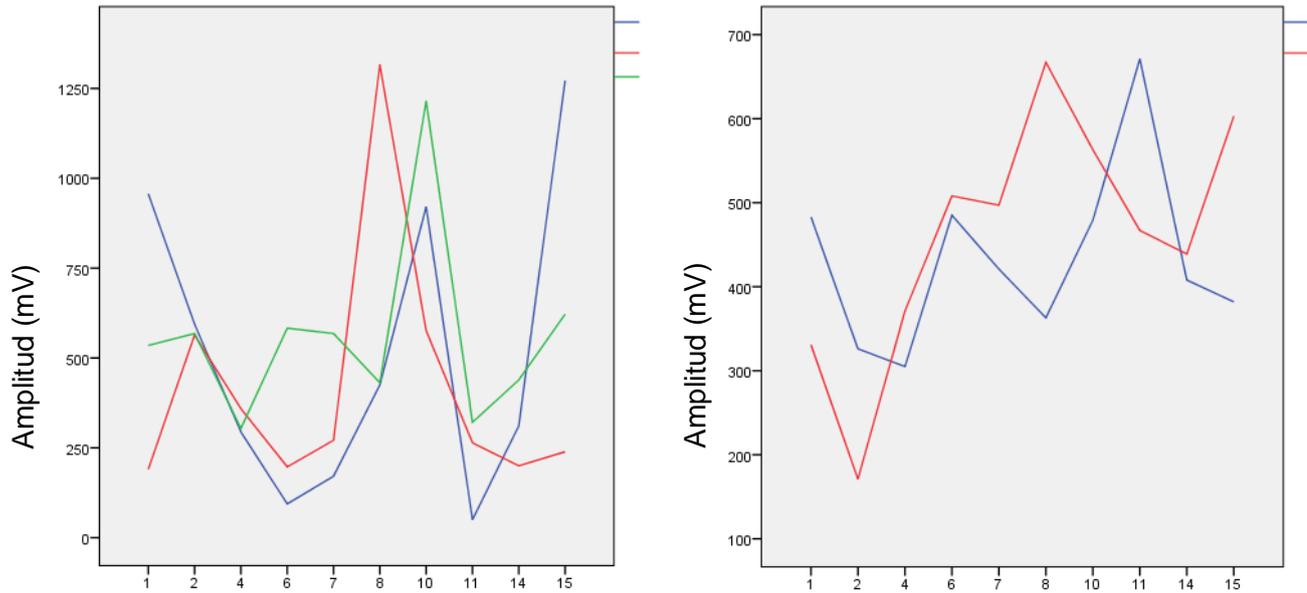


Gráfico 9: Resultados EMG LD (cuadro de la izquierda) y del RM (cuadro de la derecha) en el hombro intervenido (azul-verde) y en el control (rojo).

	Hombro intervenido			Hombro control	
	LD retro	LD RE	RM RE	LD RI+retro	RM RI
Mínimo	50	190	305	304	171
Máximo	1272	1316	671	1215	667
Media	508.9	417.6	432.3	558.6	461.7

Tabla 6: Resumen resultados EMG.

2. ESTADISTICA COMPARATIVA

2.1. Comparación de los resultados biomecánicos del hombro intervenido con los resultados biomecánicos del hombro control

2.1.1. De la rotación externa

La fuerza en rotación externa del hombro intervenido es superior al 50% de la fuerza en rotación externa del hombro control.

Se obtienen diferencias estadísticamente significativas en 6 de 8 variables biomecánicas (el 75%).

	Media	DE	IC 95%		Sign
	dif				
re1pp	5.06	4.00	2.20	7.92	0.00
re1tt	6.04	9.68	-0.88	12.96	0.08
re1pm	0.67	0.85	0.05	1.28	0.03
re1pppm	3.09	3.31	0.72	5.45	0.01
re2pp	8.96	10.25	1.62	16.30	0.02
re2tt	5.65	18.58	-7.63	18.94	0.36
re2pm	0.75	0.96	0.06	1.44	0.03
re2pppm	6.40	6.42	1.80	10.99	0.01

Tabla 7: Resumen de los resultados de la t de Student muestras independientes entre las variables biomecánicas en RE del hombro intervenido y el 50% de las variables biomecánicas en RE del hombro control.

Visto de otra manera. Se han establecido 80 comparaciones (en cada paciente, se han comparado las 8 variables biomecánicas en RE del hombro intervenido con las 8 variables biomecánicas en RE del hombro control, y tenemos 10 pacientes). De todas las comparaciones, el hombro intervenido es superior al hombro control en 66 ocasiones (el 80%). De las 14 donde no se cumple, 11 se concentran en 3 pacientes.

	RE1pp	RE1tt	RE1pm	RE1ppm	RE2pp	RE2tt	RE2pm	RE2ppm
Pac 1	●	●	●	●	●	●	●	●
Pac 2	●	●	●	●	●	●	●	●
Pac 4	●	●	●	●	●	●	●	●
Pac 6	●	●	●	●	●	●	●	●
Pac 7	●	●	●	●	●	●	●	●
Pac 8	●	●	●	●	●	●	●	●
Pac 10	●	●	●	●	●	●	●	●
Pac 11	●	●	●	●	●	●	●	●
Pac 14	●	●	●	●	●	●	●	●
Pac 15	●	●	●	●	●	●	●	●

Tabla 8: Representación de las comparaciones favorables al hombro intervenido (verde) o al hombro control (rojo).

2.1.2. De la rotación interna

Los resultados no son concluyentes.

En 3 variables se encuentran diferencias estadísticamente significativas (RI1pp, RI1pm, RI2tt). En otras tres se obtiene un valor “p” muy próximo a la significación (RI1tt, RI2pp, RI2ppm). Las dos restantes no obtienen diferencias estadísticamente significativas.

	Media	DE	IC	95%	Sign
ri1pp	-6.85	6.51	-11.50	-2.19	0.00
ri1tt	-17.41	25.06	-35.34	0.52	0.05
ri1pm	-1.19	1.37	-2.17	-0.20	0.02
ri1pppm	-2.47	15.83	-13.79	8.85	0.63
ri2pp	-8.35	13.15	-17.75	1.05	0.07
ri2tt	-43.36	45.76	-76.09	-10.62	0.01
ri2pm	-0.79	1.62	-1.95	-0.36	0.15
ri2pppm	-5.63	12.3	-14.31	3.05	0.17

Tabla 9: Resumen de los resultados de la t de Student para muestras independientes entre las variables biomecánicas en RI del hombro intervenido y las variables biomecánicas en RI del hombro control.

Los valores biomecánicos en RI del hombro intervenido son globalmente menores que los del hombro control, pero sin alcanzar la significación estadística en el conjunto del estudio biomecánico.

La tendencia indica que los resultados de la RI1 obtienen más significación estadística, que los resultados en RI2.

2.1.3. De la ratio interno/externo

No se encuentran diferencias estadísticamente significativas entre la ratio interno/externo de los dos hombros, por lo que podemos aproximar que los resultados en los dos hombros son equivalentes.

El comportamiento de la ratio interno/externo en los dos hombros es similar. El valor medio de la ratio RI/RE para cada variable biomecánica es superior o muy próxima a 1, lo que indica una clara superioridad de los rotadores internos. Esto ocurre tanto en el hombro control como en el hombro contralateral.

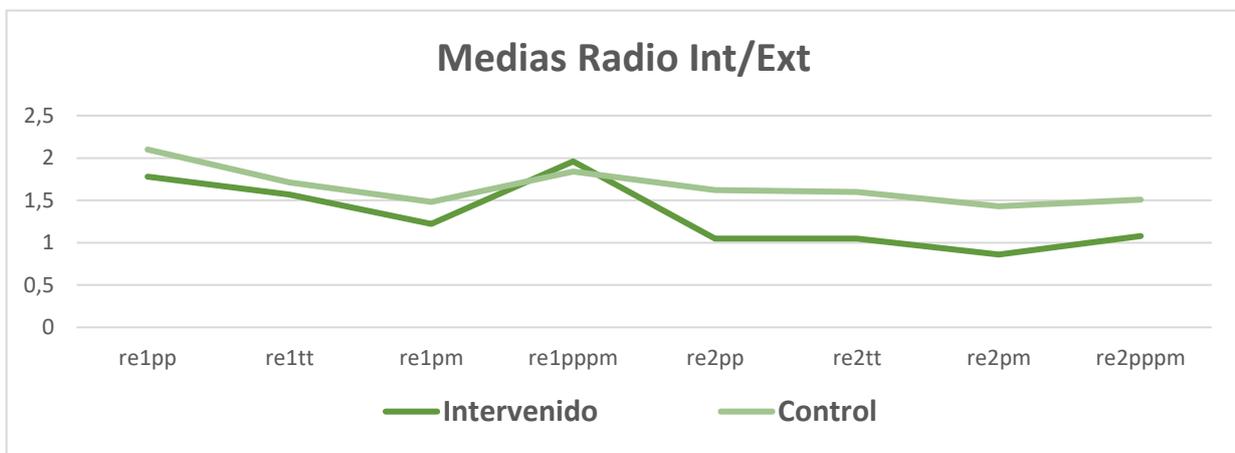


Gráfico 10: Valores medios de la ratio interno/externo para cada variable biomecánica del hombro control (verde claro) y del hombro intervenido (verde oscuro).

	Media	DE	IC 95%	T	Sign
Ratio re1pp	-0.31	1.35	-1.28 0.65	-0.74	0.47
Ratio re1tt	-0.14	1.41	-1.15 0.86	-0.32	0.75
Ratio re1pm	-0.25	0.70	-0.75 0.24	-1.14	0.28
Ratio re1pppm	0.11	1.24	-0.77 1.00	0.28	0.78
Ratio re2pp	-0.56	0.57	-0.98 -0.15	-3.11	0.01
Ratio re2tt	-0.54	1.06	-1.30 0.21	-1.61	0.14
Ratio re2pm	-0.56	0.83	-1.16 0.29	-2.15	0.06
Ratio re2pppm	-0.42	0.69	-0.92 0.06	-1.95	0.08

Tabla 10: Resumen de los resultados de la t de Student muestras independientes entre la ratio interno/externo del hombro intervenido y la ratio interno/externo del hombro control.

2.2. Comparación de los resultados clínico-funcionales en el hombro intervenido

2.2.1. De los tests clínicos

Todos los pacientes negativizaron los signos de Lag sign y Hornblower (100%).

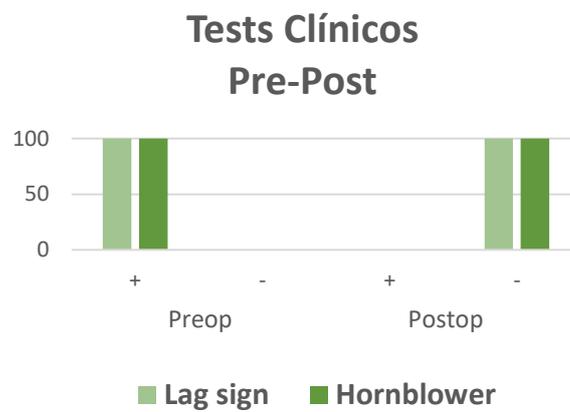


Gráfico 11: Evolución de los signos clínicos en el preoperatorio (a la izquierda) y el postoperatorio (a la derecha) en el hombro intervenido.

2.2.2. Del test de Constant

Existe una mejoría estadísticamente significativa en todos los ítems del Test de Constant menos en la rotación interna, que presenta un empeoramiento leve que no alcanza la significación estadística.

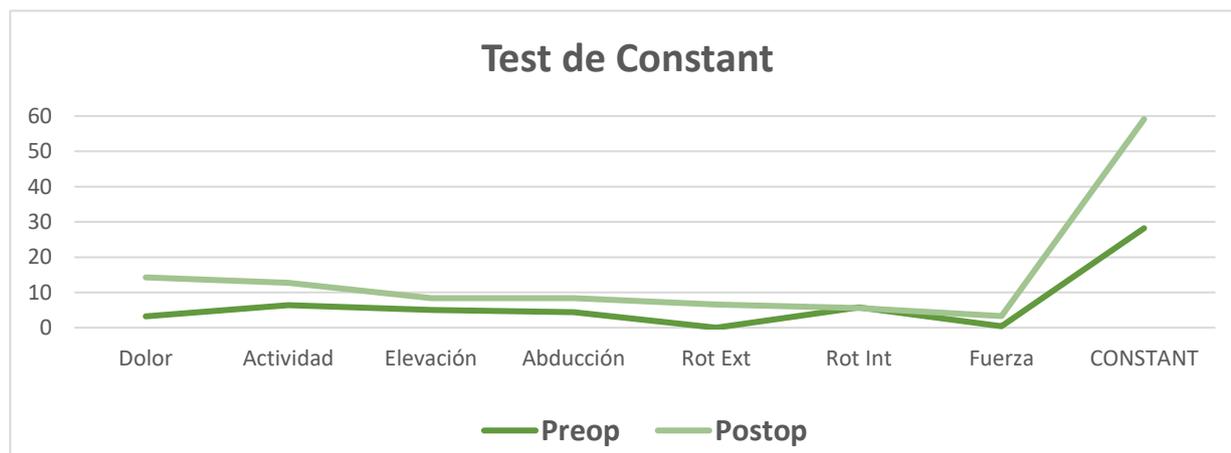


Gráfico 12: Evolución del test de Constant en el preoperatorio (verde oscuro) y el postoperatorio (verde claro) en el hombro intervenido.

	Dolor	Actividad	Elevación	Abducción	RE	RI	Fuerza	Constant
Preop	3.2	6.4	5	4.4	0	5.8	0.4	28.2
Postop	14.3	12.7	8.4	8.4	6.6	5.6	3.3	59.1
Diferencia	11.1	6.3	3.4	4	6.6	-0.2	2.9	30.9
Significación	0.00	0.00	0.01	0.01	0.00	0.87	0.00	0.00

Tabla 11: Resumen de la t de Student para medidas repetidas entre los resultados del test de Constant preoperatorio y el postoperatorio en el hombro intervenido.

2.3. Comparación de los resultados EMG del hombro control y del intervenido.

El comportamiento EMG de los grupos musculares del hombro intervenido es similar al comportamiento EMG de los músculos no traspuestos en el hombro control.

No se encuentran diferencias estadísticamente significativas entre los valores EMG del LD del hombro control (en rotación interna y retropulsión) y los valores EMG del LD del hombro intervenido (en rotación externa y retropulsión).

Tampoco se encuentran diferencias estadísticamente significativas entre el EMG del RM del hombro control (en rotación interna) y el EMG del RM del hombro intervenido (en rotación externa).

	Sign
LD1rp vs LD0ri	0.50
LD1re vs LD0ri	0.11
RM1re vs RM0ri	0.50

Tabla 12: Resultados tests no paramétricos entre resultados EMG del hombro intervenido y del hombro control.

Por otra parte, no se logra demostrar correlación entre los resultados EMG del hombro intervenido con el control.

		LD0ri	RM0ri
LD1rp	Coef	0.45	0.06
	Sign	0.18	0.85
LD1re	Coef	-0.06	0.28
	Sign	0.85	0.42
RM1re	Coef	0.21	0.11
	Sign	0.55	0.75

Tabla 13: Resultados estudio correlación entre resultados EMG del hombro intervenido y del hombro control.

2.4. Análisis de las relaciones intermedias en el hombro intervenido.

2.4.1. De los resultados biomecánicos en RE con el test de Constant.

No podemos establecer relación entre los valores biomecánicos y el test de Constant.

No se encuentran diferencias estadísticamente significativas entre los diferentes niveles del Constant estratificado (global o del subgrupo RE) y los resultados biomecánicos (tablas 9 y 10).

		Bm1	Bm1	Bm1	Bm1	Bm0	Bm0	Bm0	Bm0
		re1pp	re1tt	re1pm	re1pppm	re1pp	re1tt	re1pm	re1pppm
RE	F	0.16	0.76	0.32	0.33	0.69	0.51	0.73	0.79
	Sign	2.35	0.27	1.33	1.29	0.39	0.72	0.32	0.24
Constant	F	0.07	0.22	0.00	0.16	0.17	0.10	0.22	0.12
	Sign	0.92	0.80	0.99	0.85	0.84	0.89	0.80	0.88

Tabla 14: ANOVA entre Contant y RE del Constant estratificado con los resultados biomecánicos en RE del hombro intervenido.

Tampoco se logra demostrar correlación entre los resultados biomecánicos con el test de Constant total ni con los valores de RE del test de Constant. (tabla 11).

		re1pp	re1tt	re1pm	re1pppm	re2pp	re2tt	re2pm	re2pppm
RE	Coef	-.40	-.12	-.29	-.35	0.19	-.35	0.16	0.12
	Sign	0.24	0.72	0.40	0.312	0.58	0.32	0.65	0.72
Constant	Coef	-0.26	0.10	-0.21	-0.20	0.28	-.02	0.26	0.23
	Sign	0.45	0.76	0.55	-0.57	0.43	0.94	0.46	0.52

Tabla 15: Correlación entre Constant y la RE del Constant con los resultados biomecánicos en RE del hombro intervenido

2.4.2. De los resultados biomecánicos en RI con el test de Constant.

No podemos establecer relación entre los valores biomecánicos en RI y el test de Constant.

No se encuentran diferencias estadísticamente significativas entre el Constant total estratificado ni entre los diferentes niveles de la RI estratificada del test de Constant, y los resultados biomecánicos. Tan solo una variable, RI1pppm, presenta significación estadística.

		Bm1	Bm1	Bm1	Bm1	Bm1	Bm1	Bm1	Bm1
		ri1pp	ri1tt	ri1pm	ri1pppm	ri2pp	ri2tt	ri2pm	ri2pppm
RI	F	1.90	0.64	0.58	0.68	0.84	0.30	1.12	0.86
	Sign	0.21	0.55	0.58	0.53	0.46	0.74	0.37	0.46
Constant	F	0.30	0.32	0.20	1.60	1.71	0.12	1.14	1.48
	Sign	0.74	0.73	0.81	0.26	0.24	0.88	0.30	0.29

Tabla 16: ANOVA entre Contant y RI del Constant estratificado con los resultados biomecánicos en RI del hombro intervenido.

2.4.3. De los resultados EMG con el test de Constant.

Existe relación entre los valores EMG y el test de Constant estratificado, tanto total como en la RE del test de Constant.

Se encuentran diferencias estadísticamente significativas entre los valores del EMG del LD y del Rm en los diferentes niveles del Constant estratificado. Lo mismo ocurre al comparar los valores del EMG del LD con los diferentes niveles de la RE del Constant estratificado.

		LD1rp	LD1re	RM1re
Constant	F	9.56	1.07	4.56
	Sign	0.01	0.39	0.05

Tabla 17: ANOVA entre Contant y los resultados EMG del hombro intervenido.

Si establecemos un análisis de correlación, obtenemos una correlación estadísticamente significativa ($p=0.009$) y de intensidad moderada ($Rho=0.77$) entre el EMG del LD en retropulsión y el Constant final. El resto de variables no obtienen significación.

		LD1rp	LD1re	RM1re
RE	Coef	0.35	-0.23	-0.46
	Sign	0.31	0.51	0.17
Constant	Coef	0.77	0.04	-0.57
	Sign	0.00	0.89	0.08

Tabla 18: Correlación entre el Contant y los resultados EMG del hombro intervenido.

2.4.4. De los resultados biomecánicos en RE con los resultados EMG

No encontramos relación entre los valores EMG del LD ni del RM y los resultados biomecánicos en RE del hombro intervenido.

		Bm1 re1pp	Bm1 re1tt	Bm1 re1pm	Bm1 re1pppm	Bm1 re2pp	Bm1 re2tt	Bm1 re2pm	Bm1 re2pppm
LD1rp	Coef	0.04	0.44	0.04	0.20	0.45	0.38	0.47	0.43
	Sign	0.90	0.20	0.89	0.58	0.18	0.27	0.16	0.20
LD1re	Coef	0.17	0.28	0.19	0.06	-0.09	0.60	-0.0	-0.10
	Sign	0.62	0.42	0.59	0.85	0.80	0.06	0.88	0.76
RM1re	Coef	0.22	-.01	0.19	0.28	0.10	-.17	0.12	0.20
	Sign	0.53	0.96	0.59	0.42	0.77	0.62	0.72	0.56

Tabla 19: Correlación entre variables biomecánicas en RE y los resultados EMG del hombro intervenido.

En el hombro control los resultados son similares, si bien es cierto que se obtienen dos correlaciones estadísticamente significativas y de intensidad fuerte entre el LD y los resultados biomecánicos en RI.

		Bm0 ri1pp	Bm0 ri1tt	Bm0 ri1pm	Bm0 ri1pppm	Bm0 ri2pp	Bm0 ri2tt	Bm0 ri2pm	Bm0 ri2pppm
LD0ri	Coef	0.76	0.49	0.40	0.77	-0.04	0.05	0.06	0.52
	Sign	0.01	0.14	0.24	0.00	0.89	0.88	0.86	0.11
LD0ri	Coef	0.20	0.56	0.38	0.47	0.03	0.32	0.29	0.50
	Sign	0.58	0.09	0.27	0.16	0.93	0.36	0.40	0.13

Tabla 20: Correlación entre variables biomecánicas en RI y los resultados EMG del hombro control.

2.5. Análisis bivariados

Las variables demográficas (edad, sexo, lateralidad, dominancia, tipo de prótesis) no parecen influir en los resultados clínico-funcionales, biomecánicos ni EMG. El tiempo de seguimiento en cambio sí parece tener influencia sobre el valor del Constant final, la RE del Constant y la mejoría del Constant.

No se encuentran diferencias estadísticamente significativas entre los valores del funcionales (Constant final, RE final, mejoría de la rotación externa) entre las diferentes categorías de sexo, edad, lateralidad, dominancia ni tipo de prótesis.

Tampoco se encuentra relación entre la edad, el sexo y la lateralidad con los resultados biomecánicos ni electromiográficos.

		Sign			Sign			Sign
Sexo	re_fin	1	Edad	re_fin	0.83	Lateralidad	re_fin	0.83
	Cons_fin	0.88		Cons_fin	0.16		Cons_fin	0.11
	Mejoría_re	0.53		Mejoría_re	0.69		Mejoría_re	0.51
Dominancia	re_fin	1	Prótesis	re_fin	0.35	Tpo Seg	re_fin	0.05
	Cons_fin	0.40		Cons_fin	0.91		Cons_fin	0.03
	Mejoría_re	1.00		Mejoría_re	0.47		Mejoría_re	0.05

Tabla 21: Contrastes bivariados entre variables descriptivas y los resultados funcionales.

		Sign			Sign			Sign
Sexo	re1pp	1	Edad	re1pp	0.79	Lateralidad	re1pp	0.66
	re1tt	1		re1tt	0.90		re1tt	1
	re1pm	1		re1pm	0.99		re1pm	1
	re1pppm	1		re1pppm	0.84		re1pppm	0.83
	re2pp	0.17		re2pp	0.39		re2pp	0.26
	re2tt	0.04		re2tt	0.94		re2tt	1
	re2pm	0.17		re2pm	0.39		re2pm	0.26
	re2pppm	0.17		re2pppm	0.51		re2pppm	0.38
	Dominancia	re1pp		1	Prótesis		re1pp	0.76
re1tt		1	re1tt	0.47				
re1pm		1	re1pm	0.47				
re1pppm		1	re1pppm	0.61				
re2pp		0.71	re2pp	0.11				
re2tt		0.53	re2tt	0.35				
re2pm		0.71	re2pm	0.17				
re2pppm		0.88	re2pppm	0.17				

Tabla 22: Contrastes bivariados entre variables descriptivas y los resultados biomecánicos en RE.

		Sign			Sign			Sign
Sexo	EMG	0.40	Edad	EMG	0.45	Lateralidad	EMG	0.66
	LDrp			LDrp			LDrp	
	EMG	0.17		EMG	0.40		EMG	1
	LDre			LDre			LDre	
	EMG	0.71		EMG	0.28		EMG	0.26
	RMre			RMre			RMre	
Dominancia	EMG	0.71	Prótesis	EMG	1			
	LDrp			LDrp				
	EMG	1		EMG	0.47			
	LDre			LDre				
	EMG	1		EMG	0.76			
	RMre			RMre				

Tabla 23: Contrastes bivariados entre variables descriptivas y los resultados EMG del hombro intervenido.

VII. DISCUSIÓN

El estudio se ha realizado para analizar los resultados clínico-funcionales, biomecánicos y electromiográficos de los pacientes intervenidos mediante una artroplastia total invertida de hombro con plastia de dorsal ancho y redondo mayor. No tenemos constancia de ningún otro estudio de características similares. Existen estudios experimentales que analizan el comportamiento de esta técnica desde un punto de vista biomecánico. Existen algunos estudios que realizan el análisis biomecánico en pacientes intervenidos de ATIH (sin plastia del dorsal ancho). También existen artículos que describen el comportamiento EMG de los pacientes intervenidos mediante la plastia de dorsal ancho. Sin embargo, no hemos encontrado ningún estudio que analice tanto clínica como biomecánica y electromiográficamente estos pacientes, y que lo comparen con el contralateral.

1.1. Muestra

Las características de la serie que presentamos, así como el índice de complicaciones, son comparables a las publicadas en la bibliografía. Además, presentamos el seguimiento más largo de este tipo de pacientes hasta el momento.

La serie que reportamos es pequeña ($n=16$), pero similar a otras series publicadas. A excepción de la que presenta el equipo de Boileau [18], que reporta la serie más larga con 31 pacientes, el resto de autores presentan una muestra de entre 10 y 20 pacientes (*ver tabla 24*). Estos tamaños muestrales tan pequeños se explican por la necesidad de una buena indicación. El mismo Boileau [15] establece una incidencia baja de la necesidad de realizar la plastia de dorsal ancho en las artroplastias invertidas de hombro, situándola en alrededor del 15% de las ATIH, mientras que Grey [14] y Boughebr [17] la sitúan en torno al 10%.

Hasta el momento, reportamos el seguimiento más largo de todas las series publicadas, con una media de 80.8 meses. Las series con seguimiento más largo, de Ortmaier y FLurry, reportan un seguimiento medio de 65 y 60 meses, respectivamente.

La media de edad es muy similar en todas las series, entre 63 y 75 años, rango en el cual también se sitúa la nuestra (66.6 años). En todas las series es más frecuente en el sexo femenino, con una proporción hombre/mujer variable de entre 50-75% de mujeres.

Autor	Año	N	Tpo Seg (meses)	Compl	Perd Seg	Sexo (M/H)	Edad
Gerber	2007	12	18	1	1	11/1	73
Boileau	2008	11	19	-	-	7/4	70
Boileau	2010	17	23	3	-	10/7	71
Boughebri	2013	14	33	1	0	10/4	67
Ortmaier	2014	13	65	3	2	9/4	71
Puskas	2014	31	53	11	4	18/13	70
Shi	2015	21	44	6	0	17/4	66
Puskas	2015	10	27	3	0	6/4	65
Flurry	2018	13	60	3	2	8/5	68,5
Popescu	2019	13	57	?	3	9/4	73
<i>Estudio actual</i>	<i>2020</i>	<i>16</i>	<i>81</i>	<i>3</i>	<i>3</i>	<i>14/2</i>	<i>66.6</i>

Tabla 24: Resumen de la bibliografía disponible sobre ATIH + PDA.

En la nuestra hay una clara predominancia de mujeres, del 80%. La descripción de la lateralidad y la dominancia de la extremidad intervenida es inconstante en los diferentes artículos, por lo cual no podemos comparar con nuestra muestra. Los implantes utilizados son también muy variables

La incidencia de complicaciones es difícil de analizar. La descripción de las complicaciones quirúrgicas mayores y las menores, las tempranas y tardías, así como las complicaciones médicas, es muy variable. En general, la incidencia media de complicaciones que reportan los estudios es del 20.8%. Esta tasa de complicaciones es similar a la descrita para las ATIH aisladas (sin PDARM) [9] [14] [18] [6], que en las diferentes series la establecen entre el 18 y hasta el 33% [31] [32]. Llama la atención los resultados de dos autores, Gerber y Boughberi, con incidencias mucho más bajas (del 8.2 y 6.7%, respectivamente). Esta diferencia puede estar en relación a la variabilidad a la hora de describir las complicaciones, tal y como plantea Ortmaier [10]. Nosotros presentamos un 18.75% de complicaciones ortopédicas.

Consideramos que es relevante tener en cuenta el perfil de paciente en el que se indica esta técnica. Recomendamos realizar una buena selección del paciente, ya que acostumbran a ser pacientes mayores (con edades comprendida alrededor de los 70 años), y que no es infrecuente que presenten patologías de base previas que puedan limitar la evolución funcional de estos pacientes [18]. Concretamente, en nuestra serie reportamos 2 pacientes (12.5%) con progresión de enfermedades degenerativas sistémicas no diagnosticadas en el momento de la indicación quirúrgica.

Finalmente, existen pequeños detalles técnicos que varían de un autor a otro, pero que aparentemente no influyen en el resultado final [9] [10]. El abordaje único [26] o doble [15]; la plastia única de DA [15] [16] o junto con el Rm [8] [33] [18]; el lugar de inserción de la plastia (en la inserción del RM [8], a nivel del PM [15], en la cara lateral del humero [16]); la forma de fijación (bone-chip [33], puntos transóseos [26] [15], anclajes [17] [14]); el tratamiento del TPM y del TSbE; el tipo de implante utilizado. En nuestro caso, empleamos un abordaje único deltopectoral, transfiriendo ambos el DA y el RM, y los fijamos mediante puntos transóseos en la cara lateral del húmero distal al troquiter, y realizamos la re inserción del PM y del TSbE.

1.2. Estudio biomecánico

Existe poca bibliografía que describa los resultados biomecánicos en pacientes adultos y/o ancianos, y que nos puedan servir de referencia. Las únicas series son las de Verney y de Harbo, realizados en pacientes de 73 y 52 años de media respectivamente, pero en las cuales no realizan una valoración de las rotaciones. Por otra parte, Tjarco [34], Puskas [35] y Erçen [36], realizan estudios isocinéticos en pacientes intervenidos de una ATIH y los comparan con los resultados de pacientes intervenidos mediante PTH (los dos primeros) o con el hombro contralateral (el último). Son los únicos valores encontrados en la bibliografía que nos pueden servir de referencia, y que utilizaremos para analizar los nuestros (*ver tabla 25*).

El protocolo de estudio para la valoración isocinética del perfil de paciente de este estudio (pacientes mayores, con una media de edad de 68 años, intervenidos de artroplastia de hombro) tampoco queda claro. Los protocolos biomecánicos en el hombro están bien establecidos en la bibliografía, pero siempre orientados a monitorizar el entrenamiento y la recuperación de las lesiones en pacientes jóvenes y/o deportistas [30]. A diferencia de los estudios llevados a cabo por Tjarco, Puskas y Erçen, (únicos autores con publicaciones similares a este estudio) nuestra valoración biomecánica consiste en dos protocolos de estudio para valorar la RE1 y la RE2. Además, tal y como concluye Tjarco, los protocolos de estudio biomecánico son demasiado exigentes y difíciles de aplicar al perfil de paciente de nuestros estudios (reporta un 30% de pacientes incapaces de generar la fuerza requerida para realizar el estudio con los protocolos estándar), y aconsejó ajustar dichos parámetros a la población de estudio. De esta manera, en nuestra valoración se ajustó la velocidad de registro a 30º/seg en RE1 y a 10º/seg en RE2 y con una amplitud de movimiento de 90º.

De la rotación externa

Podemos concluir que los pacientes intervenidos mediante esta técnica presentan una rotación externa efectiva, y que representa más del 50% de la fuerza del hombro contralateral. Además, nuestros resultados están en línea con los publicados en otras series similares.

Obtenemos diferencias significativas al comparar los resultados biomecánicos en RE del hombro intervenido con el 50% del valor de los del hombro control. Podemos concluir de esta manera que la fuerza del hombro intervenido es superior al 50% de la fuerza del hombro contralateral.

A la hora de realizar una comparación con el hombro contralateral, es importante descartar que presente patología. Yamaguchi [37] define que, en ese rango de edad, la presencia de lesiones bilaterales del manguito es de hasta el 50%. Y que en los pacientes con una lesión de espesor total del manguito y sintomática, el 35.5% la presentaban también en el hombro contralateral. En nuestro estudio, descartamos mediante las pruebas específicas y el test de Constant la presencia de lesión en el hombro contralateral.

El límite del 50% se consideró adecuado y clínicamente relevante. La intención es demostrar que la plastia de dorsal ancho no hace tan solo un efecto de tenodesis, como defienden algunos autores [11], sino que es funcional y proporciona fuerza en rotación externa efectiva, y con una magnitud comparable a la del hombro contralateral.

A pesar de que los estudios biomecánicos se fundamentan en la comparación con la extremidad contralateral [30] [29], consideramos interesante extrapolarlo o compararlo con poblaciones similares o de referencia. En nuestro caso, no existen otros estudios biomecánicos en pacientes intervenidos de ATIH + PDA. Tampoco existen series que publiquen los valores de referencia en pacientes de este rango de edad sin patología conocida en el hombro. Disponemos de los datos de poblaciones sanas y jóvenes, y los publicados por Puskas, Tjarco y Erçen. Los dos primeros comparan los resultados biomecánicos de pacientes intervenidos de una ATIH con los intervenidos de una PTH. Ambas series, en magnitudes diferentes, describen mejores resultados biomecánicos en las PTH, y lo justifican porque los pacientes tributarios a una PTH lo son por tener el manguito rotador íntegro. Puskas, además, establece una valoración preoperatoria en ambos grupos, y observa como el grupo de artroplastia invertida presenta unos valores preoperatorios inferiores que el grupo de artroplastia anatómica. Por último, Erçen compara los resultados biomecánicos del hombro intervenido mediante una ATIH con el contralateral. En las tres series la fuerza en rotación externa de los hombros intervenidos

es, en los dos tipos de prótesis, muy inferior a los descritos en pacientes jóvenes. Se sitúa en torno al 25-50% de los valores de referencia establecidos.

Autor	Año	Perfil	Edad	Protocolo	RE (N/M)
Codine	1997	Voluntarios	26	60º/seg	39.8
Greenfield	1990	Voluntarios	25	60º/seg	14.1
Mc Master	1992	Voluntarios	22	30º/seg	29.1
Verney	2006	Voluntarios	73	60º-30º	-
Harbo	2011	Voluntarios	52	60º/seg	-
Tjarco	2012	ATIH	72	60º/seg	9.3
Puskas	2013	Preop ATIH	72	-	9
		ATIH	72	-	17
		Preop PTH	66	-	14
		PTH	66	-	25
Tjarco	2014	ATIH	69	60º/seg	9.3
		PTR	69	60º/seg	17.9
Erçen	2018	ATIH	70.8	60º/seg	11
		Contraetral	70.8	60º/seg	17
<i>Estudio actual</i>	2020	<i>ATIH+PDA</i>	<i>66.6</i>	<i>30º/seg</i>	<i>10.8</i>
		<i>Contraetral</i>	<i>66.6</i>	<i>30º/seg</i>	<i>11.5</i>

Tabla 25: Resumen de la bibliografía disponible sobre estudios biomecánicos en pacientes intervenidos de ATIH.

Al realizar la comparación de nuestros estudios con los citados, debemos considerar que el nuestro es el único que asocia la plastia de dorsal ancho. El hecho de requerir la plastia de dorsal ancho ya establece que nuestra muestra presenta una lesión más grave, con extensión a los rotadores externos. Aun así, los resultados obtenidos en nuestro estudio concuerdan con los publicados (*ver tabla 25*). La media de la fuerza pico en RE1 del hombro intervenido de nuestra muestra (10.8 N/M) se aproxima bastante a la del hombro control (11.5 N/M); y es similar a la descrita por Tjarco (9.3 N/M) y Erçen (11 N/M), pero inferior a la descrita por Puskas (17 N/M). Como ellos, se mantiene lejos de los valores publicados para la población de referencia (entre 29.1 y 39.8 N/M).

De la rotación interna

Los resultados son inconcluyentes, obteniendo diferencias significativas en algunas variables biomecánicas y en otras no.

Nuestra intención no es realizar un análisis exhaustivo de la rotación interna. Tan solo valorar si con la transposición del DA y del RM se produce una pérdida significativa de la RI. Por los resultados obtenidos, podemos establecer qué si bien se pierde algo de rotación interna, no es de manera significativa. Globalmente, la comparación de la RI1 obtiene más significación que en RI2. Esto indica que la RI con el hombro al costado (RI1) del hombro intervenido es significativamente menor que la del hombro control, sugiriendo que tras la transferencia perdemos más fuerza en RI1 que en RI2.

Las referencias a la RI de los estudios biomecánicos son más escasas (se centran en EA, ABD y RE), por lo que no podemos establecer una comparación. En general, se describen resultados más variables

En la bibliografía los resultados son variables. Existen autores que describen como la mera realización de una ATIH limita la RI [31], aún más si se asocia una plastia de DA y RM (al debilitar aún más los rotadores internos) [15] [14]. Otros mantienen que con un buen reanclaje del subescapular estas diferencias no son tan significativas [32] También se ha relacionado una peor RI con la tensión de la plastia [17] y con el manejo del PM [33].

De la ratio interno/externo

Obtenemos una ratio interno/externo dentro del rango considerado normal, y que se comporta de manera similar en los dos hombros.

No obtenemos diferencias estadísticamente significativas al comparar la ratio interno/externo del hombro intervenido con el control, pudiendo concluir que son por lo menos comparables.

El ratio interno/externo es un valor que nos informa del equilibrio de las fuerzas en el hombro. Está bien estudiado en la población de referencia, y su valor normal es de 1.3 [30] [29]. Esto es, predominan los rotadores internos sobre los externos [16] [30]. Esta ratio se puede ver modificada, por ejemplo, en deportistas (donde suelen entrenarse más los rotadores internos que los externos) .

En nuestro estudio el valor medio de esta ratio en el hombro intervenido es de 1.32 y de 1.66 en el hombro control. Podemos apreciar como el hombro intervenido mantiene la predominancia de los rotadores internos sobre los externos, aún a pesar de haber transferido el dorsal ancho y el redondo menor.

Sorprende más el resultado del hombro control, donde obtenemos unos rotadores internos mucho más potentes que los externos. No podemos establecer si es una inversión de la ratio debida a una alteración del equilibrio de fuerzas consecuencia de la edad.

No hemos encontrado ningún otro estudio similar que proporcione resultados sobre esta ratio, por lo que debemos ser cautos a la hora de analizar los resultados. Debemos considerar que, en pacientes intervenidos de una ATIH, parece lógico que esta ratio se vea modificada al alterar la biomecánica y los vectores de fuerza de los diferentes grupos musculares (por la medialización del centro de rotación y distalización del húmero), siendo necesaria la elaboración de unos valores de referencia en estos pacientes.

1.3. Resultados clínico-funcionales

En la tabla 26 se resumen los datos de las series publicadas hasta el momento de pacientes intervenidos de ATIH + PDARM.

Lagsign y Hornblower

Al igual que en el resto de series publicadas, los signos de lagsign y Hornblower se negativizaron en todos los pacientes.

Sin embargo, se debe interpretar con cautela. Existen autores que mantienen que los tests de Lagsign y Hornblower se pueden negativizar tan solo por un efecto tenodesis, pero sin aportar rotación externa efectiva [11], y aconsejan complementar con valoraciones más funcionales.

Test de Constant

En nuestra serie obtenemos una mejoría significativa en todas las categorías del test de Constant, a excepción de la RI, y nuestros resultados son comparables a los del resto de series publicadas.

No todas las series disponibles reflejan los resultados de cada categoría del Constant. Además, a la hora de valorar los rangos de movilidad lo hacen con los valores del ángulo de movimiento (en grados) y nosotros nos hemos basado en los valores que otorga el test de Constant a cada movimiento. Consideramos que utilizar la rotación externa del test de Constant refleja mejor la funcionalidad del hombro para los pacientes que valorar el rango de movilidad de manera objetiva en dos posiciones fijas, que además ya valoramos en el estudio biomecánico.

En todo caso, y conforme al resto de series [8] [15] [9] [11] [14] [17], tras la intervención los pacientes experimentan una mejoría significativa en todas las categorías del test (menos la RI). Los ítems que más mejoran son el dolor, la elevación anterior y la abducción. Las series que reportan más mayor mejoría del test son las de Popescu y Puskas, con más de 40 puntos de mejoría en el test de Constant. En nuestra serie es algo menor, de 30.9 puntos. Y, al igual que Puskas, podemos constatar que nuestros resultados se mantienen en el tiempo [18].

Autor	Lagesign/ Hornblower		Dolor		Actividad		EA		ABD		★ RE		RI		Fuerza		CONSTANT	
	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post
Gerber	+/+	-/-	6,1	10,9	-	-	94	139	87	145	12	19*	-	-	0,25	4,12	34	70
Boileau	+/+	-/-	5	13,4	6,5	15,3	70	148	-	-	-18	18	6	-	0,8	6,7	27,6	63,3
Boileau	+/+	-/-	6	13	6	14	74	149	-	-	-21	13	-	-	1	8	27	62
Boughebrü	+/+	-/-	-	-	-	-	65	126	-	27	-8,7	-	-	-	-	-	23,7	61
Ortmaier	+/+	-/-	4	13	5,6	5,6	55	138	45	129	-16	21	-	-	0,3	3,7	20,4	64,3
Puskas	+/+	-/-	6,3	13,1	5,2	9,1	82	138	79	137	4	27	-	-	-	-	32	66
Shi	+/+	-/-	-	-	-	-	56	120	-	-	6	38	-	-	-	-	-	-
Puskas	+/+	-/-	-	-	-	-	36	109	31	92	0	2	-	-	-	-	20	43
Flury	-	-	-	-	-	-	87,3	137	85,8	133	-11,5	18	-	-	0,8	6,5	36,8	67
Popescu	+/+	-/-	-	-	-	-	68	163	64	150	0	21	0	-	2,1	5	29,8	71,9
Estudio actual	+/+	-/-	3,2	14,3	6,4	12,7	5	8,4	4,4	8,4	0	6,6	5,8	5,6	0,4	3,3	28,2	59,1

Tabla 26: Resumen de los resultados de las series disponibles sobre ATIH + PDA.
Estrella verde: Nótese que la RE del resto de estudios la establecen en grados. En el nuestro, es el valor del test de Constant para la RE.

1.4. Resultados EMG

Nuestros resultados indican que el dorsal ancho y el redondo mayor se activan en su nueva función de rotadores externos, y lo hacen con una actividad EMG similar a la del hombro contralateral. Estos resultados coinciden con los reportados en series similares.

Algunos autores [27] [38] [39] sugieren que para valorar el DA, con la EMG de superficie obtienes más información al incluir más fibras musculares y tratarse de un músculo muy amplio. Pero también inciden en el riesgo de recoger señal de músculos cercanos (llegando a distorsionar hasta un 17% de la señal [39]). En nuestro estudio hemos realizado el estudio EMG mediante aguja fina, para aislar mejor el grupo muscular diana y poder de esta manera valorar el dorsal ancho y el redondo mayor individualmente.

Al realizar la comparación con el hombro contralateral, la media de las amplitudes EMG de los registros de ambos hombros se mantiene en unos rangos similares. No obtenemos diferencias estadísticas entre los resultados de los dos hombros.

La amplitud del registro en RE del DA y del RM del hombro intervenido presenta una amplitud similar, algo mayor para el DA (417.6 y 432.3, respectivamente). Además, en el DA registramos también la actividad en su función natural (retropulsión): el DA del hombro intervenido presenta una activación mayor en su función nativa (retropulsor) que en la adquirida (RE). Esto coincide con los patrones de coactivación descritos por Plath [39] y Henseler [38], en los cuales los patrones EMG del DA aumentan si a la valoración en RE añadimos retropulsión.

Una vez más, no existe bibliografía al respecto del estudio EMG en pacientes intervenidos de ATIH con plastia de DA y RM. Tomamos de referencia las publicaciones acerca del comportamiento EMG en pacientes intervenidos de plastia de DA (sin ATIH) [27] [38] [28] [39] [40]. Tal y como define Irlenbusch, la bibliografía en torno a este tema es escasa, con grupos pequeños y metodologías variables, lo que limita las comparaciones que podamos realizar [27] [38]. En todo caso, nuestros resultados coinciden con los publicados al respecto [28] [39], demostrando que la plastia de DA y RM se activa en su nueva función de rotador externo.

La serie más larga la publica el mismo Irlenbusch [27], con 45 pacientes seguidos durante 18 meses y con EMG de superficie seriados cada 6 meses, y los compara con los obtenidos en el hombro contralateral. Encuentra registros EMG totalmente diferentes en ambos hombros, pero con amplitudes similares, y encuentra una relación fuerte entre los resultados EMG y los funcionales [27]. Esta relación no la describen todos los estudios. Plath [39] concluye que, si bien sí que existe activación de la plastia en el hombro intervenido, no encuentra una asociación estadística con los resultados clínico-funcionales como Irlenbusch.

Por último, tal y como describe Werner [40], debemos tener en consideración la función estabilizadora del tronco del DA. En su estudio recoge como el DA se activa de manera bilateral cuando realizamos el estudio en una extremidad, y lo explica por la función estabilizadora del tronco. Sugiere que parte del registro del dorsal ancho se debe a esta función estabilizadora y no a la función específica en rotación / retropulsión. En todo caso, como esa función debe ser constante y está presente en ambos hombros, no consideramos que interfiera de manera significativa al comparar los dos músculos.

1.5. Relaciones intermedias

De los resultados biomecánicos con el test de Constant

No obtenemos relación entre los resultados biomecánicos (ni en RE ni en RI) del hombro intervenido y el test de Constant, ni con el valor total ni con las subcategorías RE / RI.

No disponemos de bibliografía para comparar nuestros resultados. En las dos series que publica Tjarco [41], encuentra asociación entre los resultados biomecánicos y el test de Constant. Recordemos que su estudio incluye pacientes intervenidos de ATIH (sin PDA), y que en consecuencia su muestra es mucho mayor. No podemos descartar que con un tamaño muestral mayor hallemos relaciones estadísticamente significativas.

Por otra parte, existen autores que relacionan la mejoría del Constant no tanto con la fuerza de un determinado músculo, sino de la relación de las fuerzas entre los diferentes músculos [41]. Consideran, de esta manera, que lo que marca la mejoría funcional de la articulación es el equilibrio de fuerzas en la articulación, y no otorgan tanta importancia a la fuerza en un determinado vector.

Podemos considerar que se trata de una prueba muy objetiva pero poco funcional. Hemos intentado aumentar su validez al realizarla en dos posiciones (en RE1 y RE2), pero es posible que aun así no sea un fiel reflejo de la funcionalidad del hombro.

De los resultados EMG con el test de Constant

Obtenemos relación estadísticamente significativa entre la amplitud de señal del EMG del LD en retropulsión ($p<0.01$) y del RM ($p<0.05$) en RE del hombro intervenido con el test de Constant.

Nuestros resultados concuerdan con los publicados. Irlenbusch [27], que encuentra una relación fuerte entre los registros EMG y los resultados clínicos. Plath [39] también encuentra una relación entre los resultados funcionales (medidos mediante el test de ASES) y los registros EMG, aunque con una intensidad menor.

Además, encontramos una correlación significativa ($p<0.05$) y de intensidad moderada ($\rho=0.77$) entre el EMG en retropulsión del hombro intervenido y el valor final del test de Constant.

Podemos considerar de esta manera que realizar un EMG podría ser una herramienta útil a la hora de monitorizar la evolución de los pacientes intervenidos de ATIH con plastia de DA.

De los resultados biomecánicos en RE con los resultados EMG

No obtenemos relación entre los resultados biomecánicos del hombro intervenido con los del hombro control. Obtenemos los mismos resultados en el hombro control.

Nuestros resultados no logran relacionar los valores biomecánicos con los electromiográficos. Es un resultado desconcertante, ya que parece lógico que el registro EMG sea mayor cuanto más fuerza realice el músculo estudiado.

Sin embargo, obtenemos los mismos registros en el hombro contralateral. Probablemente esto nos indica que el protocolo biomecánico realizado no sea el más adecuado para valorar el dorsal ancho. Irlenbusch concluye en su estudio que el DA traspuesto se activa no solo en RE, sino que también en flexión-elevación-abducción.

Werner [40] describe incluso que se activa con la exploración del hombro contralateral, por sus propiedades estabilizadoras del tronco.

Debemos tener en cuenta que nuestra valoración biomecánica va enfocada a la rotación externa, y no a la funcionalidad de la plastia de dorsal ancho, por lo que estos movimientos se anularon para aislar los movimientos de rotación.

1.6. Análisis bivariados

Podemos establecer que los factores demográficos (edad, sexo, lateralidad, dominancia, tipo de implante) no parecen influir en los resultados clínicos (Constant), biomecánicos ni electromiográficos.

Sin poder realizar un análisis de regresión por tener un tamaño muestral demasiado pequeño, hemos cruzado todas las variables demográficas (edad, sexo, lateralidad, dominancia, tipo de implante, tiempo hasta la revisión) con todas las variables resultado (clínico-funciona, biomecánicas y EMG) mediante pruebas bivariadas no paramétricas.

Solo hemos obtenido significación con el tiempo de evolución y los resultados clínico-funcionales, lo que sugiere que tiene una relación significativa con los resultados del test de Constant. El resto de variables no parecen influir.

VIII. CONCLUSIONES

1. Asociar una plastia de dorsal ancho y redondo mayor a la artroplastia total invertida de hombro en pacientes que presentan una rotura masiva del manguito con lesión del redondo menor, proporciona una fuerza en rotación externa activa superior al 50% de la fuerza en rotación externa del hombro contralateral, sin afectar significativamente la rotación interna.
2. Los pacientes intervenidos mediante esta técnica presentan una mejoría clínico-funcional relevante y estadísticamente significativa, y los resultados se mantienen en el tiempo.
3. La musculatura traspuesta (dorsal ancho y redondo mayor) presenta unos patrones electromiográficos similares a los del hombro contralateral, demostrando la viabilidad neurofuncional de la transposición en este perfil de pacientes.
4. Existe una relación entre los resultados EMG del hombro intervenido con los resultados clínico funcionales de los pacientes. No ocurre entre los resultados biomecánicos y los resultados clínico funcionales, ni entre los resultados EMG y los biomecánicos.
5. Parece que el tiempo de seguimiento influye en los resultados finales, tanto clínico-funcionales como biomecánicos y EMG. En este estudio, las variables epidemiológicas (edad, sexo, lateralidad, dominancia, implante) no influyen en los resultados clínico-funcionales, biomecánicos ni EMG.

IX. LIMITACIONES

1. El tamaño muestral. Viene dado por la baja incidencia de la patología a estudio y por la importancia de la selección de los pacientes para esta técnica. Las series más largas reportadas no son mayores de 40-50 casos. Pero no deja de ser una limitación a la hora de extrapolar los resultados estadísticos.
2. Tipo de estudio. Se trata de un estudio transversal en los pacientes intervenidos mediante esta técnica, utilizando el hombro contralateral como control. Aunque está justificado por las características propias de los estudios biomecánicos, consideramos que disponer de un grupo de comparación (pacientes de la misma edad) podría reportar resultados interesantes.
3. Tipo de valoración. Los estudios biomecánicos no están diseñados para su ejecución en este perfil de pacientes, por lo que hemos tenido que ajustar los parámetros para adecuarlos a ellos. Lo hemos procurado compensar con un estricto protocolo de estudio.
4. Pruebas de imagen. Podría ser interesante haber realizado alguna prueba de imagen para evaluar la huella insercional de la plastia.

X. LINEAS DE FUTURO

Tras realizar este estudio podemos concluir que es una técnica eficaz y segura.

Podría ser interesante diseñar un estudio prospectivo comparativo para nuestros resultados con los resultados de otras técnicas que permitan restablecer la rotación externa en este tipo de pacientes, como por ejemplo aumentar la retroversión humeral o lateralizar el componente glenoideo.

Finalmente, sería interesante establecer los valores biomecánicos de referencia en una población sana y de la edad y las características específicas, que permita establecer unos valores de partida en este tipo de pacientes.

XI. BIBLIOGRAFIA

- [1] L. T, «Artificial shoulder joint by Pean (1893): the facts of an exceptional intervention and the prosthetic method.,» *Clinical Orthopaedic Related Research*, vol. 133, pp. 215-218, 1978.
- [2] N. CS, «Articular replacement for the humeral head,» *Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 37, pp. 215-228, 1955.
- [3] N. CS, «Replacement arthroplasty for glenohumeral osteoarthritis,» *Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 56, pp. 1-13, 1974.
- [4] N. CS, *Shoulder Reconstruction.*, Philadelphia: WB Saunders, 1990.
- [5] G. P, «Etude et realisation d'une nouvelle prothese d'epaule.,» *Rheumatologie*, vol. 10, pp. 107-418, 1987.
- [6] B. P, «Grammont reverse prosthesis: Design, rationale, and biomechanics.,» *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 14, n° 1 suppl S, pp. 147-161, 2005.
- [7] G. PM, «Delta Shoulder prosthesis for rotator cuff rupture.,» *Orthopaedics*, vol. 16, pp. 65-68, 1993.
- [8] C. Gerber, «Reverse Delta III Total Shoulder Replacement combined with Latissimus Dorsi Transfer,» *The Journal of Bone and Joint Surgery*, n° 89, p. 940, 2007.
- [9] A. Wey, «Improved external rotation with concomitant reverse total shoulder arthroplasty and latissimus dorsi tendon transfer: A systematic research,» *Journal of Orthopaedic Surgery*, vol. 25, n° 2, pp. 1-8, 2017.
- [10] R. Ortmaier, «Reverse shoulder arthroplasty combined with latissimus dorsi transfer: A systemic research,» *Orthopaedics & Traumatology*, pp. 853-859, 2017.
- [11] M. Flury, «Latissimus dorsi muscle transfer reduces external rotation deficit at the cost of internal rotation in reverse shoulder arthroplasty patients: a cohort study,» *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, pp. 1-9, 2018.
- [12] J. L. Berliner, «Biomechanics of reverse total shoulder arthroplasty,» *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 24, pp. 150-160, 2015.

- [13] J. L. Berliner, «Biomechanics of reverse total shoulder arthroplasty,» *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, pp. 150-160, 2015.
- [14] S. G. Grey, «Combined Latissimus Dorsi and Teres Major tendon transfers for external rotation deficiency in reverse shoulder arthroplasty,» *Bulletin of the Hospital for Joint Diseases*, vol. 71, pp. 82-87, 2013.
- [15] P. Boileau, «Reverse Shoulder Arthroplasty combined with a modified Latissimus Dorsi and Teres Major Tendon Transfer for shoulder pseudoparalysis associated with dropping arm,» *Clinical Orthopaedic Related Research*, vol. 466, pp. 584-593, 2008.
- [16] P. Boileau, «Reverse shoulder arthroplasty with modified l'Episcopo for combined loss of active elevation and external rotation,» *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 19, pp. 20-30, 2010.
- [17] O. Boughebri, «Reverse shoulder arthroplasty combined with a latissimus dorsi and teres major transfer for a deficit of both active elevation and external rotation. Results of 15 cases with a minimum 2 year follow up,» *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, vol. 99, pp. 131-137, 2013.
- [18] G. J. Puskas, «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,» *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 23, pp. 49-57, 2014.
- [19] L. L. Shi, «Latissimus dorsi and teres major transfer with reverse shoulder arthroplasty restores active motion and reduces pain for posterosuperior cuff dysfunction,» *Clinical orthopaedics and Related Research*, vol. 473, pp. 3212-3217, 2015.
- [20] D. D. Berglund, «Restoration of External Rotation following Reverse total shoulder arthroplasty without Latissimus Dorsi Transfer,» *Journal of Bone & Joint Surgery*, vol. 54, pp. 1-8, 2018.
- [21] L. Nalbone, «Optimal positioning of the humeral component in the reverse shoulder prosthesis,» *Musculoskeletal Surgery*, vol. 98, pp. 135-142, 2014.

- [22] B. K. Jeon, «Combined effect of change in humeral neck shaft angle and retroversion on shoulder range of motion in reverse total shoulder arthroplasty. A simulation study,» *Clinical Biomechanics*, vol. 31, pp. 12-19, 2016.
- [23] L. JB, «Tendon Transplantation in obstetrical paralysis,» *American Journal of Surgery*, pp. 122-125, 1934.
- [24] H. MM, «Brachial plexus birth palsies. Results of tendon transfer to the rotator cuff.,» *Journal of Bone and Joint surgery*, vol. 60, pp. 691-694, 1978.
- [25] G. A, «Tendon transfers for shoulder paralysis in children.,» *Hand Clinics*, vol. 4, pp. 33-642, 1988.
- [26] G. C, «Latissimus Dorsi transfer for the treatment of massive tears of the rotator cuff,» *Clinical Orthopaedics Related Research*, vol. 232, pp. 51-61, 1988.
- [27] U. Irlenbusch, «Electromyographic analysis of muscle function after latissimus dorsi tendon transfer,» *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 17, nº 3, pp. 492-499, 2007.
- [28] R. d. Casas, «Clinic and electromyographic results of latissimus dorsi transfer for irreparable posterosuperior rotator cuff tears,» *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, vol. 9, nº 83, 2014.
- [29] F. H. Jimenez, «Dinamometria isocinética,» *Rehabilitación*, vol. 39, nº 6, pp. 288-296, 2005.
- [30] P. Codine, «Isokinetic strength measurement and training of the shoulder: methodology and results,» *Annales de Readaptation et de Medecine Physique*, vol. 48, pp. 80-92, 2004.
- [31] L. Ernstbrunner, «Long-term results of reverse total shoulder arthroplasty for rotator cuff dysfunction: a systematic review of longitudinal outcomes,» *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 28, pp. 774-781, 2019.
- [32] S. Petrillo, «Reverse shoulder arthroplasty for massive irreparable rotator cuff tears and cuff tear arthropathy: a systematic review,» *Musculoskeletal surgery*, 2017.

- [33] R. Ortmaier, «Reverse total shoulder arthroplasty combined with latissimus dorsi transfer using the bone chip technique,» *International Orthopaedics*, vol. 38, pp. 553-559, 2014.
- [34] T. D. W. Alta, «Isokinetic strength differences between patients with primary reverse and total shoulder prostheses. Muscle strength quantified with a dynamometer,» *Clinical Biomechanics*, pp. 965-970, 2014.
- [35] B. Puskas, «Isometric strength, range of motion, and impairment before and after total and reverse shoulder arthroplasty,» *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 22, pp. 869-87, 2012.
- [36] A. Erçen, «Isokinetic evaluation of shoulder strength and endurance after reverse total shoulder arthroplasty: A comparative study,» *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, 2019.
- [37] Y. K, «The demographic and morphological features of rotator cuff disease: a comparison of asymptomatic and symptomatic shoulders,» *Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 88, pp. 1699-1704, 2006.
- [38] J. F. Henseler, «Does the latissimus dorsi tendon transfer for massive rotator cuff tears remain active postoperatively and restore active external rotation?,» *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, pp. 1-8, 2013.
- [39] J. E. Plath, «Electromyographic activity after latissimus dorsi transfer: Testing coactivation as a simple tool to assess latissimus dorsi motor learning,» *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 23, pp. 1162-1170, 2014.
- [40] C. M. L. Werner, «Influence of psychomotor skills and innervation patterns on results of latissimus dorsi tendon transfer for irreparable rotator cuff tears,» *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 17, nº 1S, pp. 22-28, 2008.
- [41] T. D. W. Alta, «Are shoulders with a reverse shoulder prosthesis strong enough? A pilot study,» *Clinical Orthopaedics and Research*, vol. 470, pp. 2185-2192, 2012.
- [42] F. H. Jimenez, «Técnicas instrumentales de diagnóstico y evaluación en rehabilitación,» *Rehabilitación*, vol. 39, nº 6, pp. 288-296, 2005.

- [43] D. N. Collins, «Reverse shoulder arthroplasty: Indications, technique and results,» de *Arthritis and Arthroplasty: The shoulder*, Medical, 2009.
- [44] J. M. Drouin, «Reliability and validity of the Biodez System 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements,» *European Journal of Applied Physiology*, vol. 91, pp. 22-29, 2004.
- [45] P. Favre, «Latissimus dorsi transfer to restore external rotation with a reverse shoulder arthroplasty: A biomechanical study,» *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 17, n° 4, pp. 650-658, 2008.
- [46] E. L. Flatow, «A history of reverse total shoulder arthroplasty,» *Clinical Orthopaedic Research*, n° 469, pp. 2432-2439, 2011.
- [47] C. HR, «A clinical method of functional assessment of the shoulder,» *Clinical Orthopaedic Related Research*, vol. 214, pp. 160-164, 1987.
- [48] I.-A. Popescu, «Functional improvements in active elevation, external rotation, and internal rotation after reverse total shoulder arthroplasty with isolated latissimus dorsi transfer: Surgical technique and midterm follow-up,» *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, pp. 1-8, 2019.
- [49] G. J. Puskas, «Secondary Latissimus dorsi transfer after failed reverse total shoulder arthroplasty,» *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, pp. 1-8, 2015.
- [50] A. Wang, «Isokinetic shoulder strength correlates with level of sports participation and functional activity after reverse total shoulder arthroplasty,» *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, pp. 1-9, 2016.
- [51] L. V. Gulotta, «Humeral component retroversion in reverse total shoulder arthroplasty: a biomechanical study,» *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 21, pp. 1121-1127, 2012.
- [52] J. Bernhouet, «Influence of glenoid component design and humeral component retroversion on internal and external rotation in reverse shoulder arthroplasty: a cadaveric study,» *Orthopaedics and Traumatology: Surgery & Research*, vol. 99, pp. 887-894, 2013.

- [53] R. U. Hartzler, «Reverse shoulder arthroplasty of massive rotator cuff tear: Risk factor for poor functional improvement,» *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, pp. 1-9, 2015.
- [54] D. N. Collins, «Reverse Shoulder Arthroplasty: Indications, Technique, and results.,» de *Campbells Operative Orthopaedics*, pp. 196-217.
- [55] N. CS, «Cuff tear arthropathy,» *Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 65, pp. 1232-1244, 1983.

XII. ANEXOS

ANEXO I: CERTIFICADO CEIC

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 30 de mayo de 2016, el estudio titulado **Estudio de las plastias de dorsal ancho en las artroplastias invertidas de hombro** que será realizado por el Dr. Javier Alonso-Rodríguez Piedra 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.

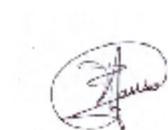
La capacidad investigadora y los medios disponibles son apropiados para llevar a cabo el estudio.

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. Javier Alonso-Rodríguez Piedra como investigador principal.

Se acuerda emitir **INFORME FAVORABLE**.

Lo que firmo en Terrassa a 31 de mayo de 2016



Dra. Esther Jovell Fernández

ANEXO II: CONSENTIMIENTO INFORMADO

ESTUDIO DE LAS PLASTIAS DE DORSAL ANCHO EN LAS ARTROPLASTIAS INVERTIDAS DE HOMBRO.

Por favor, lea atentamente esta hoja de información:

El Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Hospital de Terrassa, está realizando un estudio en el que se le invita a participar y cuyo objetivo es estudiar las plastias de dorsal ancho en las artroplastias invertidas de hombro. Este estudio servirá para realizar una tesis doctoral en Medicina y Cirugía por la Universidad Autónoma de Barcelona.

Nos dirigimos a usted para solicitarle su autorización para participar en este estudio, en el que está previsto incluir un total de 16 pacientes operados en este centro mediante el mencionado procedimiento. Debe saber que su participación es voluntaria, por lo que es necesario que antes de su inclusión en el estudio, haya otorgado por escrito su autorización mediante la firma de un consentimiento informado. Podrá retirarse del estudio o retirar su consentimiento para la utilización de los datos cuando lo desee, sin tener que dar ninguna explicación al equipo de investigación y sin que ello suponga ninguna alteración en la relación con su médico. Además, la atención médica que reciba siempre será la mejor para usted y sólo estará determinada por las características clínicas de su enfermedad y el criterio de su médico, independientemente de que su decisión sea la de participar o no.

Si tiene cualquier duda, por favor, pregunte libremente.

Su participación en el estudio se limitará a una recogida de datos clínicos y funcionales, así como unos estudios electrofisiológicos y biomecánicos complementarios de ambos hombros que no se realizan en el seguimiento habitual. El estudio biomecánico consiste en valorar la movilidad y la fuerza de ambas extremidades, y se realiza sentado con el brazo inmovilizado a un dinamómetro. El estudio EMG consiste en valorar la inervación de los músculos estudiados, y para ello es necesario colocar unos electrodos en los músculos mediante agujas de diámetro muy reducido y dar estímulos de corriente. No hay beneficios específicos relacionados con su participación ni tampoco tendrá un riesgo adicional, ya que su tratamiento y cuidado no cambiará en modo alguno por motivos relacionados con su participación en el estudio. Parte del estudio se llevará a cabo en las instalaciones del C.A.R. de Sant Cugat, donde se compromete a acudir por sus propios medios.

Todos los datos que se recogen en el estudio, serán utilizados por los investigadores de este estudio con la finalidad comentada anteriormente, y serán tratados con total reserva.

Su participación en el estudio se tratará con la misma confidencialidad que su documentación clínica, y sólo tendrán acceso los investigadores y el personal responsable del control de calidad de los datos y análisis de los mismos. El tratamiento, la comunicación y la cesión de los datos de carácter personal de todos los participantes se ajustarán a lo dispuesto en la Ley Orgánica de protección de datos de carácter personal 15/1999 de 13 de diciembre. De acuerdo a lo que establece la legislación mencionada, usted puede ejercer el derecho de acceso, modificación, oposición y cancelación de datos, para lo cual deberá dirigirse a su médico del estudio.

También es importante que sepa que este estudio ha sido sometido al criterio del Comité de Ética de Investigación Clínica del Consorci Sanitari de Terrassa y cumple con toda la legislación vigente. Si durante cualquier momento tiene alguna duda y quiere contactar con el médico

responsable del estudio en el centro, el Dr. Alonso-R, podrá hacerlo poniéndose en contacto con el Dpto de Traumatología del Hospital de Terrassa.

Si está de acuerdo en participar en este estudio, por favor exprese su consentimiento rellenando el documento disponible a continuación.

HOJA DE CONSENTIMIENTO POR ESCRITO

Título del estudio:

ESTUDIO DE LAS PLASTIAS DE DORSAL ANCHO EN LAS ARTROPLASTIAS INVERTIDAS DE HOMBRO.

Yo,

He leído la hoja de información al paciente que se me ha entregado.

He podido hacer preguntas sobre el estudio.

He recibido suficiente información sobre el estudio.

Comprendo que mi participación es voluntaria.

Comprendo que me puedo retirar del estudio cuando quiera, sin tener que dar explicaciones y sin que esto repercuta en mi atención médica.

Presto libremente mi conformidad para participar en el estudio.

Firma del participante

Firma del Investigador Principal

Fecha

ANEXO III: TEST DE CONSTANT

CONSULTAS EXTERNAS	UNIDAD DE HOMBRO																																																				
CONSTANT SCORE																																																					
NHC y Nombre del Paciente	Operación/Diagnóstico: _____ Fecha: _____ Lateralidad: R L																																																				
Examen: Pre-op	3 meses 6 meses																																																				
	1 año 2 años ___ años																																																				
<p>A.- Dolor (/15): media (1 + 2/2) <input type="text"/> A</p> <p>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. _____</p> <p>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)</p> <p>Nivel de dolor: </p> <p>Puntos: 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 _____</p>																																																					
<p>B.- Actividades de la vida diaria (/20) Total (1 + 2 + 3 + 4) <input type="text"/> B</p> <p>1. ¿Esta limitada tu vida diaria por tu hombro? No = 4, Limitación moderada = 2, Limitación severa = 0 _____</p> <p>2. ¿Esta limitada tu actividad deportiva por tu hombro? No = 4, Limitación moderada = 2, Limitación severa = 0 _____</p> <p>3. ¿Te despiertas por el dolor de hombro? No = 2, A veces = 1, Si = 0 _____</p> <p>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 _____</p>																																																					
<p>C.- Balance articular (/40): Total (1 + 2 + 3 + 4) <input type="text"/> C</p> <table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 50%; vertical-align: top;"> <p>1.- Flexión anterior:</p> <table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr><td>0 - 3</td><td>0 pts</td></tr> <tr><td>31 - 60</td><td>2 pts</td></tr> <tr><td>61 - 90</td><td>4 pts</td></tr> <tr><td>91 - 120</td><td>6 pts</td></tr> <tr><td>121 - 150</td><td>8 pts</td></tr> <tr><td>> 150</td><td>10 pts</td></tr> </table> </td> <td style="width: 50%; vertical-align: top;"> <p>2.- Abducción:</p> <table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr><td>0 - 30</td><td>0 pts</td></tr> <tr><td>31 - 60</td><td>2 pts</td></tr> <tr><td>61 - 90</td><td>4 pts</td></tr> <tr><td>91 - 120</td><td>6 pts</td></tr> <tr><td>121 - 150</td><td>8 pts</td></tr> <tr><td>> 150</td><td>10 pts</td></tr> </table> </td> </tr> </table> <table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 50%; vertical-align: top;"> <p>3.- Rotación externa:</p> <table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr><td>Mano raza</td><td>0 pts</td></tr> <tr><td>Mano detrás de la cabeza y codos delante</td><td>2 pts</td></tr> <tr><td>Mano detrás de la cabeza y codos detrás</td><td>4 pts</td></tr> <tr><td>Mano sobre la cabeza y codos delante</td><td>6 pts</td></tr> <tr><td>Mano sobre la cabeza y codos detrás</td><td>8 pts</td></tr> <tr><td>Elevación completa del brazo</td><td>10 pts</td></tr> </table> </td> <td style="width: 50%; vertical-align: top;"> <p>4.- Rotación interna: (Pulgar hasta)</p> <table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr><td>Muño</td><td>0 pts</td></tr> <tr><td>Nalgas</td><td>2 pts</td></tr> <tr><td>Artic. SI</td><td>4 pts</td></tr> <tr><td>Cintura</td><td>6 pts</td></tr> <tr><td>T12</td><td>8 pts</td></tr> <tr><td>Entre las escapulas</td><td>10 pts</td></tr> </table> </td> </tr> </table>		<p>1.- Flexión anterior:</p> <table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr><td>0 - 3</td><td>0 pts</td></tr> <tr><td>31 - 60</td><td>2 pts</td></tr> <tr><td>61 - 90</td><td>4 pts</td></tr> <tr><td>91 - 120</td><td>6 pts</td></tr> <tr><td>121 - 150</td><td>8 pts</td></tr> <tr><td>> 150</td><td>10 pts</td></tr> </table>	0 - 3	0 pts	31 - 60	2 pts	61 - 90	4 pts	91 - 120	6 pts	121 - 150	8 pts	> 150	10 pts	<p>2.- Abducción:</p> <table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr><td>0 - 30</td><td>0 pts</td></tr> <tr><td>31 - 60</td><td>2 pts</td></tr> <tr><td>61 - 90</td><td>4 pts</td></tr> <tr><td>91 - 120</td><td>6 pts</td></tr> <tr><td>121 - 150</td><td>8 pts</td></tr> <tr><td>> 150</td><td>10 pts</td></tr> </table>	0 - 30	0 pts	31 - 60	2 pts	61 - 90	4 pts	91 - 120	6 pts	121 - 150	8 pts	> 150	10 pts	<p>3.- Rotación externa:</p> <table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr><td>Mano raza</td><td>0 pts</td></tr> <tr><td>Mano detrás de la cabeza y codos delante</td><td>2 pts</td></tr> <tr><td>Mano detrás de la cabeza y codos detrás</td><td>4 pts</td></tr> <tr><td>Mano sobre la cabeza y codos delante</td><td>6 pts</td></tr> <tr><td>Mano sobre la cabeza y codos detrás</td><td>8 pts</td></tr> <tr><td>Elevación completa del brazo</td><td>10 pts</td></tr> </table>	Mano raza	0 pts	Mano detrás de la cabeza y codos delante	2 pts	Mano detrás de la cabeza y codos detrás	4 pts	Mano sobre la cabeza y codos delante	6 pts	Mano sobre la cabeza y codos detrás	8 pts	Elevación completa del brazo	10 pts	<p>4.- Rotación interna: (Pulgar hasta)</p> <table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr><td>Muño</td><td>0 pts</td></tr> <tr><td>Nalgas</td><td>2 pts</td></tr> <tr><td>Artic. SI</td><td>4 pts</td></tr> <tr><td>Cintura</td><td>6 pts</td></tr> <tr><td>T12</td><td>8 pts</td></tr> <tr><td>Entre las escapulas</td><td>10 pts</td></tr> </table>	Muño	0 pts	Nalgas	2 pts	Artic. SI	4 pts	Cintura	6 pts	T12	8 pts	Entre las escapulas	10 pts
<p>1.- Flexión anterior:</p> <table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr><td>0 - 3</td><td>0 pts</td></tr> <tr><td>31 - 60</td><td>2 pts</td></tr> <tr><td>61 - 90</td><td>4 pts</td></tr> <tr><td>91 - 120</td><td>6 pts</td></tr> <tr><td>121 - 150</td><td>8 pts</td></tr> <tr><td>> 150</td><td>10 pts</td></tr> </table>	0 - 3	0 pts	31 - 60	2 pts	61 - 90	4 pts	91 - 120	6 pts	121 - 150	8 pts	> 150	10 pts	<p>2.- Abducción:</p> <table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr><td>0 - 30</td><td>0 pts</td></tr> <tr><td>31 - 60</td><td>2 pts</td></tr> <tr><td>61 - 90</td><td>4 pts</td></tr> <tr><td>91 - 120</td><td>6 pts</td></tr> <tr><td>121 - 150</td><td>8 pts</td></tr> <tr><td>> 150</td><td>10 pts</td></tr> </table>	0 - 30	0 pts	31 - 60	2 pts	61 - 90	4 pts	91 - 120	6 pts	121 - 150	8 pts	> 150	10 pts																												
0 - 3	0 pts																																																				
31 - 60	2 pts																																																				
61 - 90	4 pts																																																				
91 - 120	6 pts																																																				
121 - 150	8 pts																																																				
> 150	10 pts																																																				
0 - 30	0 pts																																																				
31 - 60	2 pts																																																				
61 - 90	4 pts																																																				
91 - 120	6 pts																																																				
121 - 150	8 pts																																																				
> 150	10 pts																																																				
<p>3.- Rotación externa:</p> <table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr><td>Mano raza</td><td>0 pts</td></tr> <tr><td>Mano detrás de la cabeza y codos delante</td><td>2 pts</td></tr> <tr><td>Mano detrás de la cabeza y codos detrás</td><td>4 pts</td></tr> <tr><td>Mano sobre la cabeza y codos delante</td><td>6 pts</td></tr> <tr><td>Mano sobre la cabeza y codos detrás</td><td>8 pts</td></tr> <tr><td>Elevación completa del brazo</td><td>10 pts</td></tr> </table>	Mano raza	0 pts	Mano detrás de la cabeza y codos delante	2 pts	Mano detrás de la cabeza y codos detrás	4 pts	Mano sobre la cabeza y codos delante	6 pts	Mano sobre la cabeza y codos detrás	8 pts	Elevación completa del brazo	10 pts	<p>4.- Rotación interna: (Pulgar hasta)</p> <table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr><td>Muño</td><td>0 pts</td></tr> <tr><td>Nalgas</td><td>2 pts</td></tr> <tr><td>Artic. SI</td><td>4 pts</td></tr> <tr><td>Cintura</td><td>6 pts</td></tr> <tr><td>T12</td><td>8 pts</td></tr> <tr><td>Entre las escapulas</td><td>10 pts</td></tr> </table>	Muño	0 pts	Nalgas	2 pts	Artic. SI	4 pts	Cintura	6 pts	T12	8 pts	Entre las escapulas	10 pts																												
Mano raza	0 pts																																																				
Mano detrás de la cabeza y codos delante	2 pts																																																				
Mano detrás de la cabeza y codos detrás	4 pts																																																				
Mano sobre la cabeza y codos delante	6 pts																																																				
Mano sobre la cabeza y codos detrás	8 pts																																																				
Elevación completa del brazo	10 pts																																																				
Muño	0 pts																																																				
Nalgas	2 pts																																																				
Artic. SI	4 pts																																																				
Cintura	6 pts																																																				
T12	8 pts																																																				
Entre las escapulas	10 pts																																																				
<p>D.- Fuerza (/25): Puntos: media (kg) x 2 = <input type="text"/> D</p> <p>Primera medición: Segunda medición: Tercera medición: Cuarta medición: Quinta medición:</p> <p>Average pull: _____</p>																																																					
<p>TOTAL (/100): A + B + C + D <input type="text"/></p>																																																					

ANEXO IV: CLASIFICACIÓN DE HAMADA

Artropatía de Manguito: Clasificación de Hamada:

Hamada et al, CORR, 254: 92-96, 1990

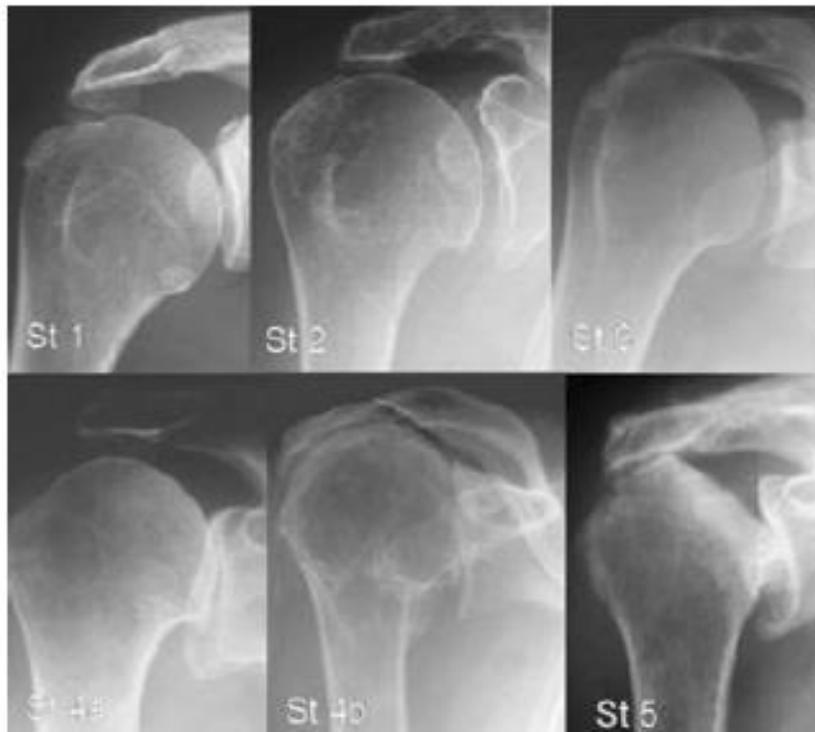
Grado 1: Intervalo acromiohumeral mayor de 6 mm

Grado 2: Intervalo acromiohumeral es igual o menor de 5 mm

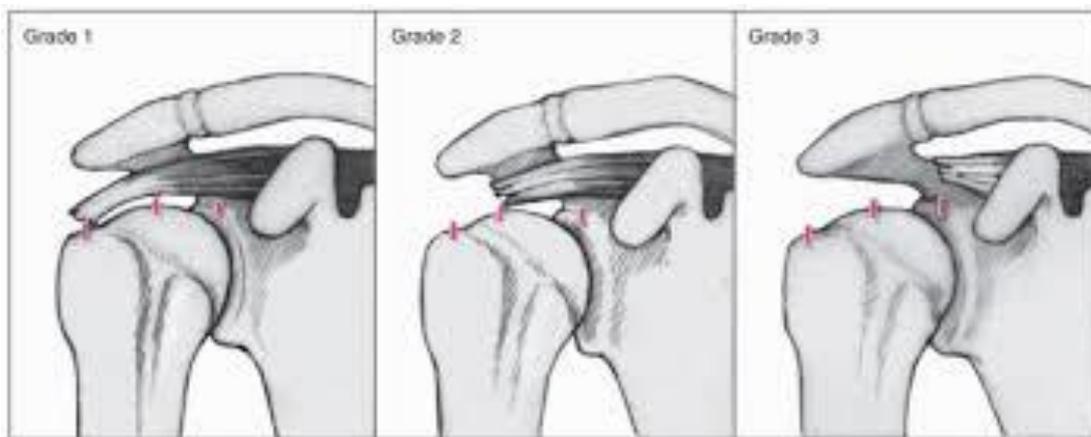
Grado 3: Acetabulización del acromion

Grado 4: Grado 3 mas disminución del espacio glenohumeral

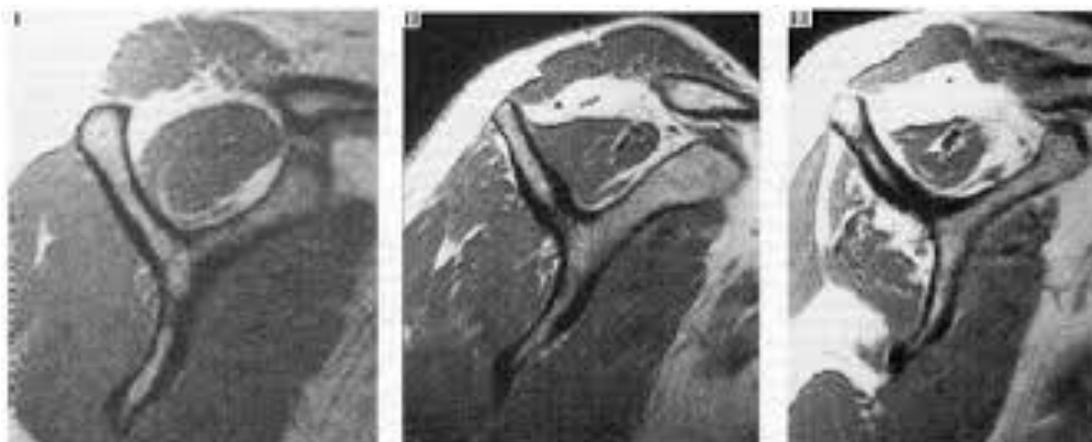
Grado 5: Colapso de la cabeza humeral, estadio final de la artropatía secundaria a la rotura del manguito rotador.



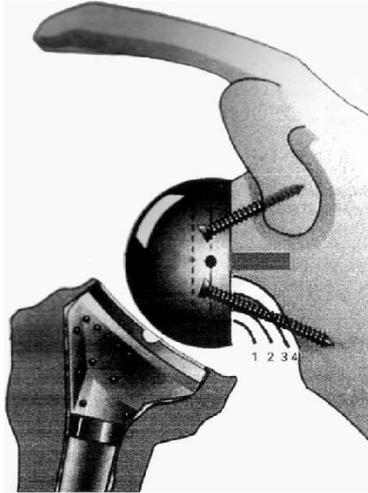
ANEXO V: CLASIFICACIÓN DE PATTE



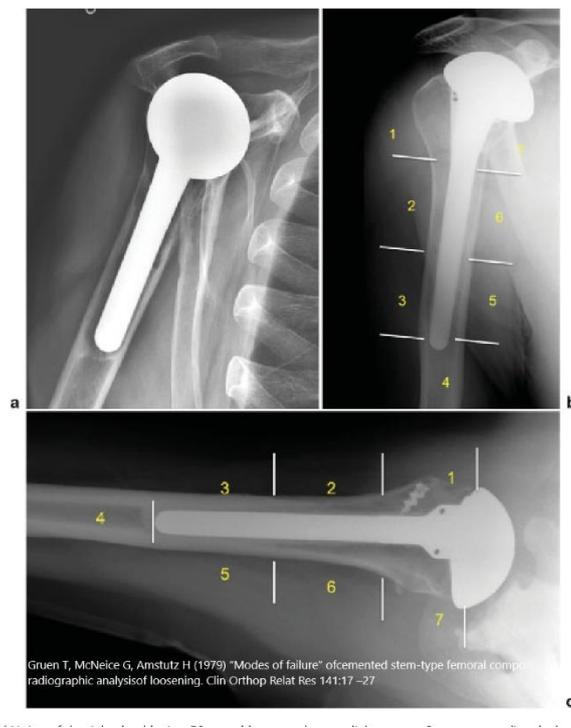
ANEXO VI: CLASIFICACIÓN DE THOMAZEAU



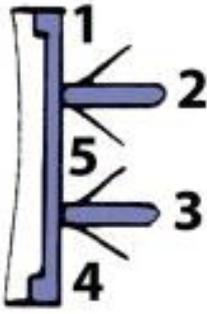
ANEXO VII: CLASIFICACIÓN DE SIRVEAUX



ANEXO VIII: CLASIFICACIÓN DE GRUEN



ANEXO IX: CLASIFICACIÓN DE MOLÉ



zone	RLL Thickness			points
	< 1 mm	1 - 2 mm	>2 mm	
1			x	3
2			x	3
3			x	3
4			x	3
5			x	3
total				15/15