

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**  
**FACULTAD DE MEDICINA**



**TESIS DOCTORAL**

**Estudio de defectos glenoideos en cirugía de revisión protésica  
de hombro (biomecánica y clínica)**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

**Héctor Marcelo Aznar**

Director

**Fernando Marco Martínez**

Madrid

©Héctor Marcelo Aznar, 2023

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**

**FACULTAD DE MEDICINA**



**TESIS DOCTORAL**

**ESTUDIO DE DEFECTOS GLENOIDEOS EN CIRUGÍA DE REVISIÓN  
PROTÉSICA DE HOMBRO  
(BIOMECÁNICA Y CLÍNICA)**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

HÉCTOR MARCELO AZNAR

DIRECTOR

FERNANDO MARCO MARTÍNEZ



## AGRADECIMIENTOS

Hace algunos años, mucho antes de empezar esta tesis, mucho antes incluso de pensar en ella, un profesor de la universidad recomendó un libro en una de sus clases. Uno que nos sería útil durante nuestra etapa de estudiantes.

El libro en cuestión, *Momentos estelares de la humanidad*, de Stefan Zweig, narra catorce situaciones a lo largo de la historia en las que un pequeño detalle fue capaz de cambiarlo todo. Desde una puerta secreta descubierta en los muros de una Constantinopla sitiada, hasta la indecisión de un capitán del ejército napoleónico en el campo de batalla. El mensaje que el libro transmite es que, si un insignificante detalle no hubiera ocurrido, nada hubiera ocurrido.

Con el paso de los años, al volver sobre este libro uno deja de deslumbrarse con la espectacularidad del detalle, descubre que en la mayoría de las situaciones de la vida sólo el detalle no es suficiente, se necesitan todos los detalles. Y que sucedan todos a la vez. Eso es precisamente lo que comprendo ahora. Que no basta uno solo. Que, en realidad, es con la ayuda de muchas personas como se producen los cambios. Y es importante agradecer, siempre que se pueda, a quienes los provocan.

Por eso, quiero dar las gracias al Profesor Fernando Marco, mi director de tesis, por creer y hacer posible este proyecto igual que en su día los pioneros del siglo XIX creyeron que las palabras podrían atravesar el océano Atlántico.

Quiero dar las gracias también al Doctor Antonio Ros, quien, con su experiencia y conocimiento, convirtió la idea en algo tangible, algo que poder medir, quien sabía cómo avanzar, dónde detenerse, qué hacer para que el hilo que atravesara el océano no se rompiera.

A los Doctores Laura Serrano y Diego Almeida, por marcar el camino, porque la conquista del Polo Sur fue gracias a una sucesión de expediciones que fueron avanzando poco a poco y permitieron a los siguientes progresar siguiendo sus pasos. En la ciencia médica, como en la exploración, uno toma el testigo de los anteriores, y ellos han hecho posible que yo partiera desde muy lejos.

A Roberto Redondo por su ayuda en el laboratorio y las horas de trabajo compartidas asediando los problemas como el ejército otomano hizo con Constantinopla hasta encontrar la Kerkaporta.

A la unidad de hombro y codo del Hospital Clínico San Carlos, en especial a los Doctores Yaiza Lópiz y Carlos García, por su inestimable aportación durante el estudio clínico y por embarcarme durante mi residencia en el mundo de la ciencia, por animarme a subir a un barco e intentarlo.

Al comenzar una larga expedición es importante contar con personas intrépidas, decididas a prestar su ayuda sin contemplaciones, una ayuda que ha resultado imprescindible para culminar esta travesía. Por esta razón, me gustaría agradecer a mis compañeros y compañeras de residencia su colaboración en las fases de recogida de datos y estadística, especialmente a Patricia Rodríguez y Ana Garrido.

En algunas ocasiones, al igual que le ocurrió a Händel tras recuperarse de una apoplejía, uno pierde la fe en sus fuerzas y no encuentra la inspiración. En esos momentos, siempre hay gente que sigue manteniendo su confianza. Que es capaz de provocar una “resurrección” con unas simples palabras, tal y como le sucedió al gran músico alemán al leer el libreto que dio origen al Mesías. Esa confianza, esas palabras y ese apoyo incondicional tengo que agradeceréselo a mis amigos, universitarios y hospitalarios.

No puedo olvidarme de la generación silenciosa, representada por mis abuelos Miguel, Antonia, Lucía y Mariano, porque han financiado durante muchos años con su esfuerzo, sacrificio y abnegación ésta y muchas otras expediciones.

Y, por último, están mis padres, José y María del Carmen. Que son la suma de todo. La idea, la ayuda, el apoyo, el motivo para partir en busca del océano Pacífico, por quienes regresar, a quienes les debo todos los principios que me han permitido llegar hasta final. Ellos ocupan, al mismo tiempo, el espacio de los catorce momentos de los que habla Zweig.

Núñez de Balboa alcanzó por primera vez el Océano Pacífico el 25 de septiembre de 1513, después de una travesía a través del estrecho de Panamá. No es comparable, claro, pero la sensación de satisfacción que debió sentir al contemplar los dos grandes océanos a la vez se puede parecer, remotamente, al sentimiento que uno tiene al acabar este proyecto de varios años.

Él se aseguró de ser el primero, de llegar en solitario para no compartirlo con nadie.

Yo quiero compartir y agradecer a todos vuestra ayuda durante este viaje.



# **ÍNDICE**

# ÍNDICE

1	RESUMEN .....	11
2	ABSTRACT .....	14
3	INTRODUCCIÓN.....	17
3.1	Hombro doloroso. Fisiopatología del manguito rotador .....	19
3.1.1	Recuerdo anatómico .....	19
3.1.2	Hombro doloroso .....	19
3.1.3	Patología del manguito rotador .....	19
3.2	Artroplastia de hombro. Defectos glenoideos .....	23
3.2.1	Evolución de la artroplastia de hombro .....	23
3.2.2	Artroplastia de hombro en cirugía de revisión .....	29
3.2.3	Defectos óseos glenoideos.....	29
3.2.4	Tratamiento de defectos óseos glenoideos en cirugía de revisión.....	36
3.3	Modelos biomecánicos para el estudio de la RTSA.....	42
3.4	Introducción a la Fotoelasticidad .....	44
4	JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO .....	51
5	HIPÓTESIS Y OBJETIVOS.....	54
6	MATERIAL Y MÉTODOS .....	57
6.1	Material y métodos ensayo de fotoelasticidad.....	59
6.1.1	Materiales .....	59
6.1.2	Fabricación de modelos fotoelásticos.....	62
6.1.3	Fabricación de modelos de defectos glenoideos .....	72
6.1.4	Montaje de transmisión de cargas.....	74
6.1.5	Ensayo y tratamiento térmico.....	76
6.1.6	Registro y tratamiento de imágenes .....	79
6.2	Estudio clínico .....	81
7	RESULTADOS .....	84
7.1	Análisis e interpretación de resultados de estudio de fotoelasticidad.....	86
7.1.1	Ensayos de carga de gravedad en abducción a 90°. Modelo con injerto para el defecto central .....	87
7.1.2	Ensayos de carga de gravedad en abducción a 90°. Modelo con injerto para el defecto superior .....	101
7.2	Resultados estudio clínico.....	114
7.2.1	Resultados funcionales.....	114
7.2.2	Resultados radiológicos.....	114

8	DISCUSIÓN.....	119
8.1	Discusión e interpretación de los resultados de fotoelasticidad .....	121
8.2	Discusión estudio clínico .....	133
8.3	Discusión comparativa de estudio radiológico y fotoelástico.....	136
8.4	Directrices futuras.....	139
9	CONCLUSIONES .....	140
9.1	Conclusiones del estudio fotoelástico.....	142
9.2	Conclusiones del estudio clínico .....	142
10	BIBLIOGRAFÍA .....	144
11	ANEXOS .....	165
11.1	Índice de figuras .....	166
11.2	Índice de tablas .....	167
11.3	Índice de imágenes.....	168



# **1 RESUMEN**

## **Introducción**

La presencia de defectos glenoideos severos en la cirugía protésica de hombro supone un reto importante para el cirujano ortopédico. En los últimos años, el crecimiento exponencial en la implantación de artroplastia invertida de hombro (RSA) ha provocado un aumento en la incidencia de defectos glenoideos severos, especialmente en la cirugía de revisión. Los defectos óseos en la glena pueden comprometer la estabilidad a corto y largo plazo de la prótesis. La evaluación y el manejo de dichos defectos es importante de cara a la consecución de una fijación adecuada del componente protésico a la glena. Los defectos glenoideos varían en tamaño y localización en función de la patología y el tipo de cirugía. En las cirugías de revisión, donde es frecuente la presencia de defectos de gran tamaño, superiores al 30% de la superficie articular, la bóveda glenoidea no tiene el volumen suficiente para soportar el componente, se han descrito múltiples opciones de tratamiento como la hemiarthroplastia, metaglenas con aumentación o injertos glenoideos.

El uso de injerto óseo para la reconstrucción de la superficie glenoidea y posterior implantación de un componente glenoideo presenta buenos resultados funcionales a corto plazo y una elevada tasa de integración del injerto. Sin embargo, no se han descrito en la literatura modelos físicos ni biomecánicos que permitan analizar el funcionamiento de las artroplastias suplementadas con injerto. Asimismo, existen pocos estudios que describan el comportamiento radiológico y clínico a largo plazo de la artroplastia de revisión con suplementación ósea glenoidea.

## **Hipótesis**

Los modelos físicos fotoelásticos en la variante de congelación de tensiones permiten la visualización y el análisis cualitativo de la biomecánica de la glena y el injerto cuyo patrón de tensiones internas depende del tipo de injerto suplementado y el modelo protésico empleado

Los modelos físicos in vitro pueden permitir establecer correlaciones con el comportamiento clínico y radiológico in vivo de las artroplastias de hombro que precisan suplementación con injerto óseo

## **Material y métodos**

En primer lugar, se ha llevado a cabo un estudio físico basado en fotoelasticidad en colaboración con la Unidad de Resistencia de Materiales de la Escuela de Ingenieros Industriales de la Universidad Politécnica de Madrid. Se han realizado réplicas humerales y escapulares en material fotoelástico en las que se ha generado un defecto glenoideo y posteriormente se ha implantado una réplica protésica con un injerto óseo suplementando el defecto glenoideo. Mediante el empleo de la técnica de congelación de tensiones, se ha realizado un análisis de la distribución de las cargas en el injerto óseo y en la cavidad glenoidea de dos tipos de defectos óseos glenoideos y dos modelos protésicos diferentes (Delta Xtend y Lima SMR)

En segundo lugar, se ha realizado un estudio retrospectivo clínico y radiológico de una serie de casos de pacientes intervenidos de un recambio de artroplastia invertida de hombro que precisaron injerto óseo durante la cirugía.

## **Resultados**

En el estudio fotoelástico se ha demostrado que este es un problema no determinista, en el que no es posible una previsión cuantitativa de la evolución de la articulación intervenida. No obstante, se ha revelado que existe una gran diferencia de tensiones de anclaje según la orientación de los tornillos y el modelo protésico. El tetón central ejerce muy poca transmisión de carga siendo ligeramente superior en el modelo Lima SMR. A nivel del injerto se aprecian extensas áreas descargadas, las cuales son mayores en el modelo Lima SMR al estar anclado con dos tornillos alineados con el tetón central.

Los resultados radiológicos a largo plazo (>5 años) muestran elevada tasa de integración del injerto. A nivel funcional, los pacientes experimentaron una mejoría clínica en los parámetros estudiados (Constant, ASES, Flexión, Abducción, rotación externa y VAS) con respecto al estado preoperatorio. Sin embargo, no se obtuvieron diferencias significativas en ninguno de los valores.

## **Conclusiones**

En el estudio fotoelástico se aprecian en todos los casos tensiones, tanto en el injerto como en la escápula, que aseguran la estabilidad primaria del conjunto. Las tensiones de anclaje son más importantes con la prótesis Delta Xtend, siendo, por tanto, más segura su estabilidad e integración. La prótesis Lima SMR presenta una menor concentración de tensiones al tener tres elementos de anclaje localizados en un mismo plano.

El modelo de estudio de defectos glenoideos subsidiarios de suplementación ósea a través de un análisis fotoelástico de secciones de la cavidad glenoidea, ofrece ciertas similitudes con el comportamiento radiológico a largo plazo en la práctica clínica.

## **2 ABSTRACT**

## **Introduction**

The presence of severe glenoid defects in prosthetic shoulder surgery poses a major challenge to the orthopaedic surgeon. In recent years, the exponential growth in the implantation of reverse shoulder arthroplasty (RSA) has led to an increase in the incidence of severe glenoid defects, especially in revision surgery. Bony defects in the glenoid can compromise the short and long-term stability of the prosthesis. The assessment and management of such defects is important in achieving adequate fixation of the prosthetic component to the glenoid. Glenoid defects vary in size and location depending on the pathology and type of surgery. In revision surgeries, where large defects of more than 30% of the articular surface are common, the glenoid vault does not have sufficient volume to support the component and multiple treatment options have been described, such as hemiarthroplasty, metaglenoid with augmentation or glenoid grafting.

The use of bone grafting for glenoid surface reconstruction and subsequent implantation of a glenoid component has good short-term functional results and a high rate of graft integration. However, no physical or biomechanical models have been described in the literature to analyse the performance of graft-supplemented arthroplasties. There are also few studies describing the long-term radiological and clinical behaviour of glenoid bone-supplemented revision arthroplasty.

## **Hypothesis**

Photoelastic physical models in the stress freezing variant allow the visualisation and qualitative analysis of the glenoid and the graft biomechanics whose internal stress pattern depends on the type of graft supplemented and the prosthetic model used.

Physical in vitro models may allow correlations to be made with the in vivo clinical and radiological behaviour of shoulder arthroplasties requiring bone graft supplementation.

## **Material and methods**

Firstly, a physical study based on photoelasticity was carried out in collaboration with the the School of Industrial Engineering of the Polytechnic University of Madrid. Humeral and scapular replicas have been made in photoelastic material in which a glenoid defect has been generated and subsequently a prosthetic replica has been implanted with a bone graft supplementing the glenoid defect. Using the stress freezing technique, an analysis of the load distribution in the bone graft and in the glenoid cavity of two types of glenoid bone defects and two different prosthetic models (Delta Xtend and Lima SMR) has been carried out.

Secondly, a retrospective clinical and radiological study of a case series of patients undergoing reverse shoulder arthroplasty replacement who required bone grafting during surgery was carried out.

## **Results**

The photoelastic study has shown that this is a non-deterministic problem in which a quantitative prediction of the evolution of the operated joint is not possible. However, it has been revealed that there is a large difference in anchorage stresses depending on the orientation of the screws and the prosthetic model. The central peg exerts very little load transmission, being slightly higher in the Lima SMR model. At the graft level, large unloaded areas are visible, which are greater in the Lima SMR model as it is anchored with two screws aligned with the central peg.

The long-term radiological results (>5 years) show a high graft integration rate. At the functional level, patients experienced a clinical improvement in the parameters studied (Constant, ASES, Flexion, Abduction, External Rotation and VAS) with respect to the preoperative state. However, no significant differences were obtained in any of the values.

## **Conclusions**

In the photoelastic study, stress patterns were observed in all cases, both in the graft and in the scapula, which ensure the primary stability of the assembly. The anchorage stresses are much greater with the Delta Xtend prosthesis, making its stability and integration more secure. The Lima SMR prosthesis has a lower stress concentration due to the fact that it has three anchorage elements located in the same plane.

The model for the study of glenoid defects requiring bone supplementation through photoelastic analysis of glenoid cavity sections offers certain similarities with long-term radiological behaviour in clinical practice.

## **3 INTRODUCCIÓN**



## **3.1 Hombro doloroso. Fisiopatología del manguito rotador**

### **3.1.1 Recuerdo anatómico**

La glenoides es una estructura ósea que se extiende lateralmente al cuerpo de la escápula, está formada por el cuello y la cavidad glenoidea que a su vez está compuesta por la fosa glenoidea y el reborde glenoideo. La altura y anchura medias de la superficie articular se encuentran en un rango de 32.6 a 39 mm y de 23.6 mm a 28.3 mm respectivamente siendo mayor en los varones. La superficie articular presenta una retroversión media de 1.23° (+/- 3.5°), presentando una mayor tendencia a la retroversión cuando existe artrosis glenohumeral(1). A pesar de la apariencia relativamente plana de la superficie glenoidea en comparación con la cabeza humeral, dicha superficie exhibe una concavidad intrínseca que resulta fundamental para la estabilidad de la articulación glenohumeral. Con respecto a la concavidad de la superficie glenoidea todavía no se ha establecido un método fiable para su medición ya que presenta una distribución no uniforme a lo largo de la superficie articular y difiere de forma significativa entre unos pacientes y otros.(2)

### **3.1.2 Hombro doloroso**

El dolor de hombro es un síntoma muy común en la población general. Aproximadamente al menos un 67% de la población experimenta dolor de hombro durante su trayectoria vital(3). Siendo más frecuente en personas activas mayores de 50 años, especialmente si desempeñan un trabajo físicamente demandante o en el que prevalezca el uso de sus extremidades superiores (4). Entre sus múltiples causas una de las más frecuentes es la patología asociada al manguito rotador.(5)

### **3.1.3 Patología del manguito rotador**

La patología del manguito rotador engloba un gran número de lesiones cuya incidencia y prevalencia aumenta con la edad del paciente. La enfermedad del manguito rotador va progresando desde la rotura parcial, rotura completa, rotura masiva hasta la artropatía.

Numerosos estudios han demostrado una alta prevalencia de lesiones del manguito en la población envejecida. Los porcentajes de prevalencia varían en función de los estudios, pero existe un aumento proporcional del porcentaje de lesiones relacionado con la edad. En torno al 10% de pacientes menores de 20 años presenta patología relacionada con el manguito rotador frente a un 62% de lesiones en mayores de 80 años. La incidencia de roturas completas asciende desde un 11 % en pacientes en la quinta década de la vida hasta un 36% en la octava década siendo de mayor tamaño en pacientes mayores de 60 años. (6) (7) (Figura 1)

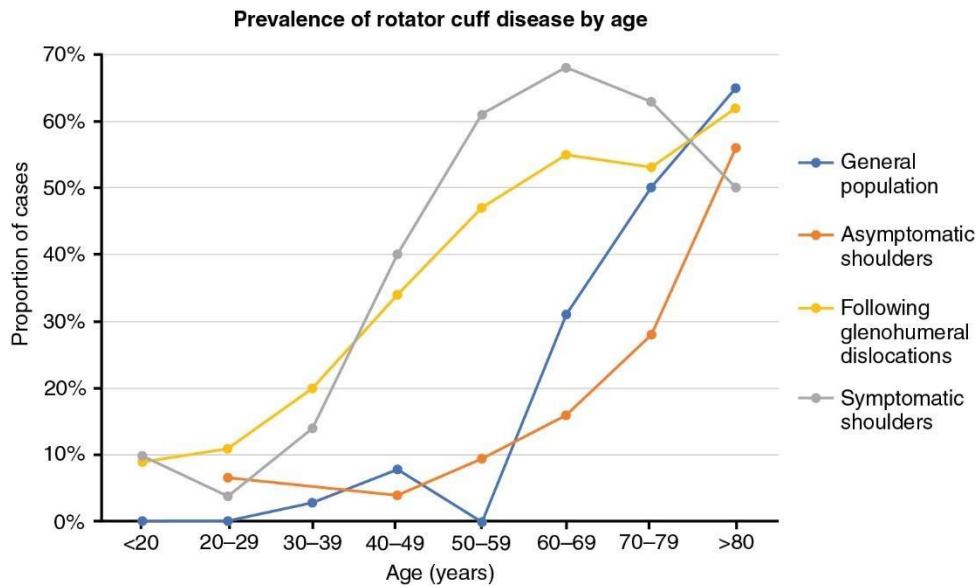


Figura 1. Prevalencia de roturas de manguito rotador en función de edad

Figura obtenida de Teunis et al (6)

La etiología de estas lesiones es muy diversa. Existen múltiples factores que pueden contribuir a la génesis de la patología. Tradicionalmente, los factores capaces de generar una lesión en el manguito rotador se clasifican en dos categorías: extrínsecos e intrínsecos.

Factores extrínsecos: debido a la existencia de un conflicto mecánico en el arco coracoacromial. Se trata de un proceso dinámico en el que juegan un papel fundamental las anomalías en el posicionamiento y la dinámica escapular. Entre los factores extrínsecos descritos se encuentra la artrosis acromioclavicular, anomalías de osificación del acromion (os acromiale), la morfología acromial de acuerdo con la clasificación de Bigliani (Imagen 1) o secuelas de fracturas de la cintura escapular y húmero proximal. La inestabilidad glenohumeral o los traumatismos que provocan roturas en el manguito rotador también se consideran factores extrínsecos.

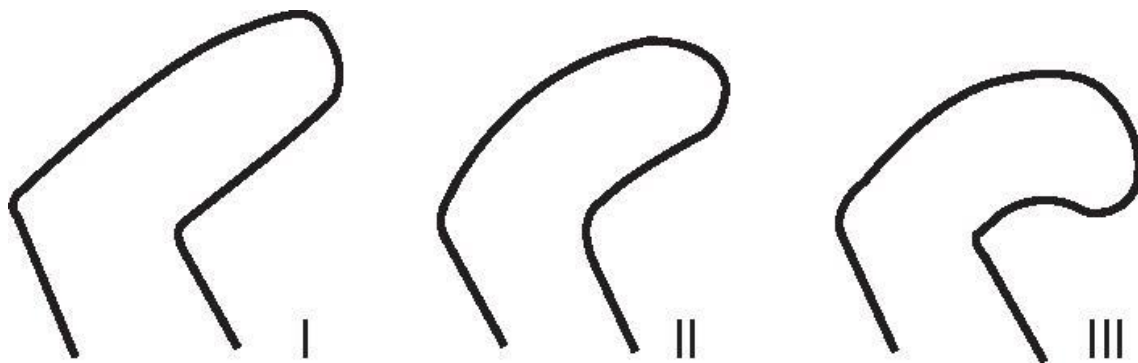


Imagen 1. Tipos de acromion según Bigliani. Tipo I: plano (17% de los casos), Tipo II: curvado (43% de los casos) Tipo III: ganchoso (39% casos) (8) Imagen obtenida de *Traumatología y ortopedia miembro superior Fernando Marco Martínez Elsevier 2022*(9).

**Factores intrínsecos:** son los principales responsables de la patología del manguito, la mayoría de las roturas degenerativas aparecen en su cara articular posterior al tendón del bíceps (13 a 17 mm) planteando la existencia de un área de hipovascularización o zona crítica, área a partir del cual la rotura se propaga en sentido anterior y posterior(10) (11). En la categoría de factores intrínsecos se engloban el sobreuso del hombro, la degeneración tendinosa inherente a la edad y la hipovascularización de la zona crítica.

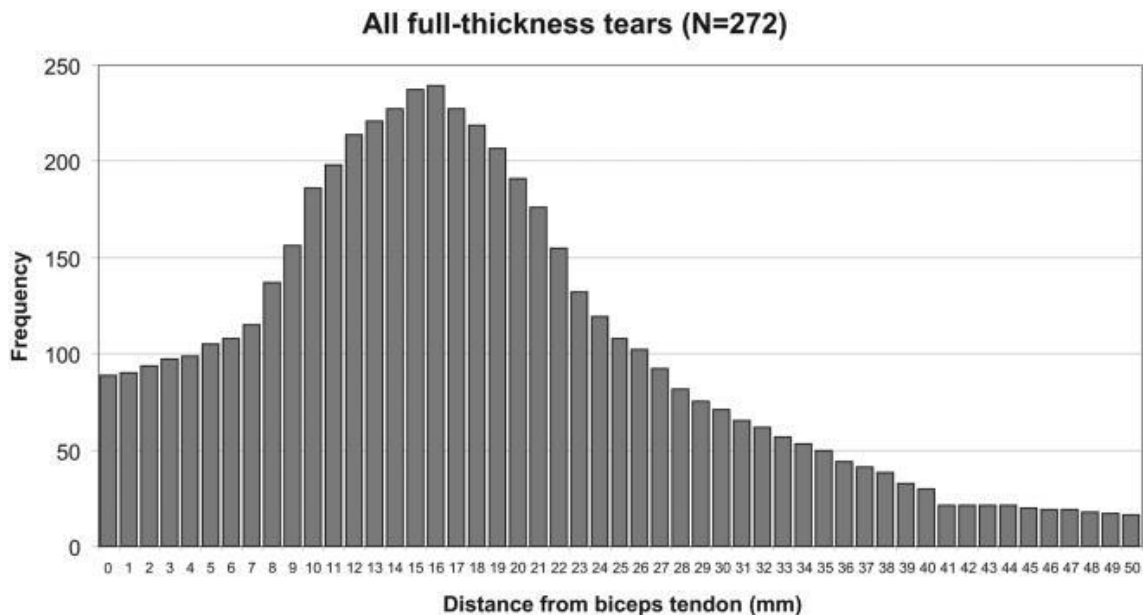


Figura 2. Histograma que representa la prevalencia de roturas completas del manguito según su localización. Figura obtenida de Kim et al (10)

Además, existen factores de riesgo que predisponen a sufrir lesiones en el manguito rotador: edad, afectación de hombro contralateral, miembro dominante, ocupación, tabaco, hipercolesterolemia y diabetes.(12) (13) (14) (15)

- Historia natural

Un considerable número de roturas de manguito rotador son asintomáticas y no requieren tratamiento. Las roturas parciales o roturas de pequeño tamaño (<1cm) presentan un riesgo de progresión menor (16)(17). Sin embargo, las roturas completas o aquellas que afectan a la porción anterior del supraespinoso, tiene un mayor riesgo de aumentar de tamaño y provocar sintomatología clínica (dolor e impotencia funcional) a los 2-3 años de evolución(17) (18). Las roturas de gran tamaño pueden afectar significativamente a la biomecánica de la articulación glenohumeral produciéndose una migración superior y anterior de la cabeza humeral que invade el espacio subacromial entrando en contacto con la cara inferior del acromion. Es la afectación del infraespinoso, que contribuye a mantener la estabilidad en el plano coronal, el factor que provoca el ascenso de la cabeza humeral. (19) El estadio final de la enfermedad del manguito rotador produce una alteración anatómica y biomecánica que puede generar un cuadro clínico doloroso e incapacitante caracterizado por un déficit severo de la movilidad activa con una conservación parcial de la movilidad pasiva conocido como artropatía del manguito rotador. En las ocasiones en las que la movilidad activa se encuentra abolida, se denomina al cuadro hombro pseudoparalítico.

Por tanto, la patología del manguito rotador es una enfermedad global que afecta a hueso, tendón y músculo en la que existe una importante predisposición hereditaria responsable de la aparición y progresión de la rotura. (20)(21)

El tratamiento inicial de la artropatía del manguito rotador es conservador mediante fisioterapia, rehabilitación centrada en el fortalecimiento de la musculatura periescapular y analgésicos. Ante la ausencia de respuesta a las medidas conservadoras, estaría indicado un abordaje quirúrgico de la patología. La artroplastia invertida de hombro es el tratamiento con mejores resultados clínicos en cuanto a función y dolor, especialmente en pacientes ancianos con baja demanda funcional. El desbridamiento artroscópico presenta unos resultados impredecibles y su indicación se encuentra restringida a aquellos pacientes que rechazan el tratamiento protésico.

## **3.2 Artroplastia de hombro. Defectos glenoideos**

### **3.2.1 Evolución de la artroplastia de hombro**

La primera artroplastia de hombro descrita en la literatura fue implantada en 1893 por el cirujano francés Peán, en un paciente que padecía artritis tuberculosa y rechazó la amputación del miembro superior. (22)

La primera artroplastia con diseño anatómico fue implantada en 1950 por Frederic Krueger en un paciente con osteonecrosis de cabeza humeral. El implante fue diseñado mediante moldes de húmeros proximales de cadáveres. (23) En 1953 Charles Neer comenzó a tratar las fracturas de húmero proximal mediante hemiarthroplastias tipo monobloque que son denominadas actualmente artroplastias de primera generación.(24)

Sin embargo, la diferencia de tamaños de cabeza humeral en función de cada paciente condujo a la introducción del concepto de modularidad permitiendo cambiar el tamaño de la cabeza de los implantes. Estos implantes modulares son conocidos como artroplastias de segunda generación.

Los estudios anatómicos de Boileau y Walch en la década de 1980 desembocaron en las artroplastias de tercera generación también denominadas prótesis anatómicas. En este diseño, se intenta replicar la retroversión humeral de cada paciente con el corte sobre el cuello anatómico, existen múltiples tamaños de cabeza, así como diversos grados de inclinación en el cuello del vástago. De esta forma se intenta reproducir la anatomía original del paciente. (25)

Sin embargo, el estadio final de la patología degenerativa del manguito rotador combina alteraciones en las superficies articulares junto con lesiones irreparables de los tendones que implican una pérdida de función y dolor asociado. Las artroplastias de primera y segunda generación, a pesar de conseguir un alivio sintomático del dolor, no ofrecen resultados funcionales satisfactorios para el tratamiento de la patología degenerativa del manguito rotador. (26)

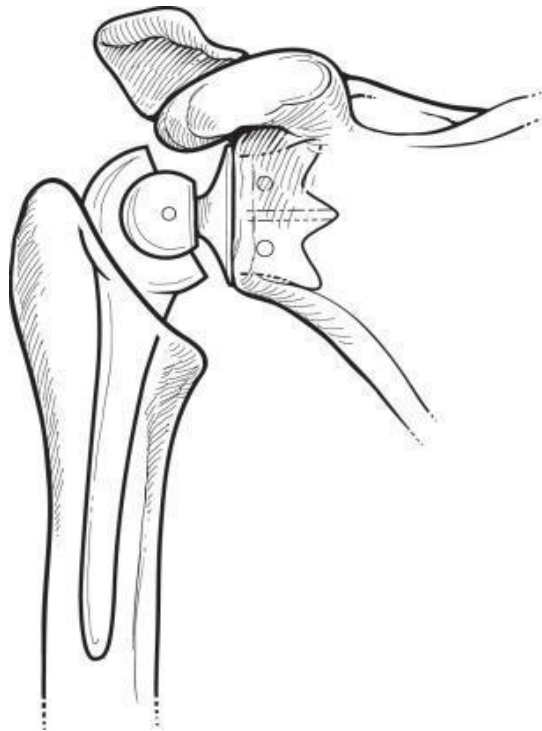
En la década de 1970, Neer experimentó con diseños protésicos constreñidos que invertían la anatomía de la articulación glenohumeral para evitar la necesidad de preservar la integridad del manguito rotador y que de esta forma la estabilidad de la prótesis no se viera comprometida. Desarrolló tres modelos (Mark I, Mark II y Mark III) en los que la inestabilidad y desimplantación, principalmente del componente escapular, eran frecuentes. (27) (28)

A medida que se registraban en diversos estudios elevadas tasas de aflojamiento glenoideo en los modelos protésicos constreñidos, los diseños fueron virando hacia una fijación escapular no cementada mediante tornillos, tetones o bridas.

En 1985, Paul Grammont revoluciona el diseño de las prótesis de hombro con la artroplastia invertida. El implante presenta un componente glenoideo (glenosfera) que se fija sobre el cuello de la escápula situando el centro de rotación glenohumeral en posición más medial e inferior. Este diseño semiconstreñido, presenta una estabilidad intrínseca y permite restaurar la longitud y aumentar el brazo de palanca del músculo deltoides, de este modo mejora el rango articular de elevación del hombro con respecto a la hemiarthroplastia. (Imagen 2) (29)

En 1991 se desarrolla la segunda generación del modelo de Grammont (Delta III). Este diseño, introduce cambios sustanciales a nivel de la glenosfera pasando a ser  $\frac{1}{2}$  esfera en lugar de  $\frac{2}{3}$  de esfera lo que produce una medialización del centro de rotación. Otra variación significativa, se produce a nivel de la metaglena que se encuentra recubierta de hidroxiapatita y posee un orificio central que permite fijar la glenosfera mediante un tornillo. (27)

La tercera generación del diseño original de Grammont se desarrolla en 1994 incorporando variaciones en la fijación del componente humeral y en el polietileno que presenta una forma de tercio de esfera y dos diámetros (36 y 42mm). (30)



*Imagen 2. Prótesis de Grammont. Imagen obtenida de Evolution of shoulder arthroplasty (31)*

A medida que se han incrementado las indicaciones para la implantación de artroplastia invertida de hombro los diseños han evolucionado. Los nuevos modelos permiten variaciones en el offset lateral de los componentes y diversas angulaciones y profundidades del corte humeral.

#### **- Indicaciones de artroplastia invertida de hombro**

La indicación primaria de la artroplastia invertida es la presencia de un manguito rotador no funcional. Tras la aprobación del implante por la FDA en Estados Unidos la implantación de la artroplastia invertida ha crecido de forma exponencial y han aumentado las indicaciones:

- Artropatía de manguito rotador (32)
- Rotura masiva de manguito rotador con pseudoparálisis (33)
- Artropatía inflamatoria con rotura de manguito rotador (34)
- Fractura de húmero proximal en tres/cuatro fragmentos en pacientes ancianos (35)
- Secuelas de fracturas de húmero proximal (pseudoartrosis, consolidación viciosa) (36) (37)
- Cirugía de revisión de artroplastia fallida (pseudoartrosis de tuberosidades, inestabilidad, rotura de manguito rotador en artroplastia anatómica o hemiarthroplastia) (38) (39)
- Reconstrucción tras resección tumoral (40)
- Déficit de stock óseo glenoideo en cirugía primaria de osteoartrosis sin lesión de manguito rotador. (41)

#### **- Contraindicaciones de artroplastia invertida de hombro**

Entre las contraindicaciones se incluyen la pérdida o ausencia de actividad del músculo deltoides, enfermedad neurológica severa (Parkinson, siringomielia), proceso infeccioso activo en la articulación, defecto óseo glenoideo severo que impida la implantación del componente glenoideo. (42) (43) (44)

#### **- Complicaciones artroplastia de hombro**

En la artroplastia invertida la evolución en los diseños de los implantes y las técnicas quirúrgicas ha generado un descenso de las complicaciones postoperatorias hasta situarse en un intervalo del 7- 15% aproximadamente. (45) (46) (47)

Las complicaciones se dividen en intraoperatorias y postoperatorias siendo más frecuentes las segundas que suelen aparecer en el postoperatorio tardío. Entre las complicaciones postoperatorias más frecuentes se describen el aflojamiento, la inestabilidad y la infección.

#### - Complicaciones intraoperatorias

La complicación intraoperatoria más frecuente es la fractura intraoperatoria localizada habitualmente en el tercio medio de la diáfisis humeral, suele estar causada por un error técnico como un fresado excesivo del canal medular o la sobredimensión del componente humeral. (48) Su tratamiento varía en función de su localización, sutura transósea en las tuberosidades, cerclajes o vástago largo si presenta extensión diafisaria. Las fracturas intraoperatorias de la glena presentan una incidencia mucho menor y dependiendo del tamaño pueden ser manejadas de forma conservadora o mediante osteosíntesis del fragmento. (49) (50) (53)

Las lesiones nerviosas son complicaciones raras, pero de graves consecuencias para el paciente. El diseño de la artroplastia invertida de hombro provoca un descenso y lateralización del centro de rotación de la articulación glenohumeral que provoca un alargamiento de la extremidad, condición que puede desembocar en una lesión nerviosa por elongación. Las más frecuentes que afectan al nervio axilar o el plexo braquial, suelen suceder por un exceso de tracción al que el miembro superior es sometido durante la maniobra de reducción (51) (52). El nervio supraescapular puede verse lesionado durante la colocación del tornillo superior de la metaglena o por exceso de tracción en lesiones masivas del manguito rotador (Imagen 3) (53). Se han descrito lesiones del nervio radial durante la fijación interna de fracturas periprotésica o por la extrusión de cemento del canal medular a nivel medio diafisario cuando se coloca un implante cementado. La mayoría de las lesiones son neuroapraxias que se recuperan de forma espontánea, en caso contrario, se recomienda la realización de un electromiograma a las 6 semanas y a los 6 meses para valorar la exploración quirúrgica del nervio en caso de no haberse producido una reversión espontánea de la lesión. (54)

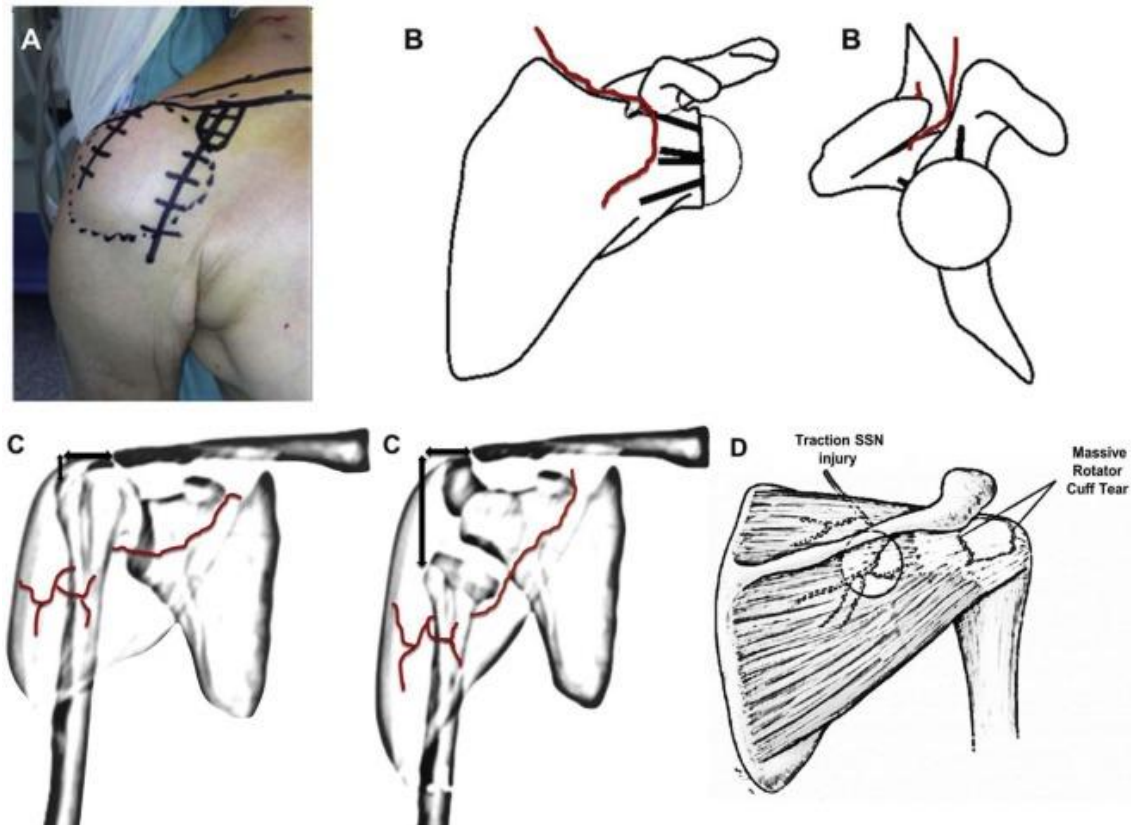


Imagen 3. Lesiones nerviosas en artroplastia invertida de hombro. Imagen de Lópiz et al (53)

- Complicaciones postoperatorias:

El aflojamiento glenoideo, definido como migración o presencia progresiva de líneas de radiolucencia mayores de 2 mm de anchura, es una de las complicaciones más frecuentes. Comparado con la artroplastia total anatómica la tasa de aflojamiento glenoideo en la artroplastia invertida es inferior con una prevalencia situada entre 1,7% y 3,5 % (45) (55) (56). La manifestación radiográfica del aflojamiento son las líneas de radiolucencia que se aprecian en el interfaz hueso-prótesis o en el interfaz injerto-prótesis.

Como factores predisponentes para el aflojamiento se describen la infección , un stock óseo inadecuado (57) (58), la posición y técnica de fijación (57) , el diseño del componente glenoideo, siendo más frecuente el aflojamiento en glenas más lateralizadas (59) , la falta de congruencia entre las superficies de contacto de los componentes o el posicionamiento del componente glenoideo con tilt superior que provoca excesivas fuerzas de cizallamiento. (58) (60)

En cuanto al manejo terapéutico, se recomienda realizar inicialmente un tratamiento conservador seguido de una revisión del componente glenoideo, dejando como última alternativa la conversión a hemiarthroplastia. (58) (61)

Existe controversia sobre los resultados radiográficos y clínicos entre implantes glenoideos con tetón central frente a los de quilla. Edwards et al. en un estudio aleatorizado describe una superioridad clínica, radiográfica y biomecánica a corto plazo

en los implantes con tetón central. Sin embargo, no existen estudios suficientes para afirmar una superioridad a largo plazo (62).

La inestabilidad es una complicación frecuente con una prevalencia del 3% al 8% (63) (64) La etiología es multifactorial y entre los factores predisponentes se han descrito el déficit óseo humeral y glenoideo, la malposición o infradimensión de los componentes, la infección, cirugías múltiples y la falta de tensión de las partes blandas (45) (65). La inestabilidad anterior se asocia a lesiones en el tendón del subescapular, alteración de la anteversión glenoidea, malrotación del componente humeral, parálisis o lesión del nervio axilar o disfunción del deltoides anterior. (66)

Los episodios tardíos o recurrentes de inestabilidad precisan de una cirugía de revisión en más del 80% de los casos. Las alteraciones o malrotaciones de los componentes que generan inestabilidad deben evaluarse preoperatoriamente y corregirse a través de la cirugía de revisión. Las lesiones en el tendón subescapular pueden ser susceptibles de reparación o reconstrucción mediante plastia tendinosa. El tratamiento conservador mediante reducción cerrada e inmovilización queda reservado a aquellos episodios de luxación que sucedan durante los tres primeros meses postquirúrgicos. (67)

La tasa de infección tras la implantación de una artroplastia invertida de hombro es menos común que en otros procesos de cirugía reconstructiva del adulto (cadera/rodilla) situándose en torno al 3.8% (56) para la cirugía primaria y el 7 % para la cirugía de revisión (64). Sin embargo, es la principal causa de cirugía de revisión durante los primeros dos años postquirúrgicos. Los microorganismos causantes más frecuentes son el *S. Aureus* y el *Cutibacterium Acnes* (68). En función del tiempo de instauración, se dividen en infecciones agudas (<3-6 semanas postquirúrgicas) o crónicas (>3-6 semanas postquirúrgicas). El tiempo de evolución de la infección determina el tipo de tratamiento, en las infecciones agudas se realiza un desbridamiento y retención del implante (DAIR) mientras que en las infecciones crónicas el gold estándar es el recambio en dos tiempos. En pacientes frágiles o con alto riesgo quirúrgico existe la alternativa de la artroplastia de resección o supresión antibiótica.

Las fracturas de acromion o espina de escápula son una complicación poco frecuente tras la implantación de una artroplastia invertida de hombro. La incidencia se sitúa en torno al 2.8% siendo ligeramente superior en pacientes aquejados de artritis inflamatorias o cuando se implanta un componente glenoideo lateralizado (69). Esta complicación se asocia a resultados funcionales inferiores (70). La mayoría son subsidiarias de tratamiento conservador excepto aquellas que puedan comprometer la estabilidad protésica. Sin embargo, no existe consenso en la literatura con respecto al tratamiento óptimo debido a su baja incidencia (71).

### **3.2.2 Artroplastia de hombro en cirugía de revisión**

La cirugía de revisión de una artroplastia de hombro es un procedimiento complejo que requiere un manejo adecuado de las complicaciones de la cirugía primaria que han provocado la necesidad de revisión, así como los defectos óseos humerales y glenoideos y el compromiso de partes blandas presentes en cualquier cirugía de recambio. El objetivo es conseguir una articulación estable y funcional. Al igual que la cirugía primaria, la tasa de revisión de artroplastia primaria de hombro ha experimentado un aumento durante los últimos años, hasta situarse en torno a un 16% según la bibliografía, con un porcentaje de complicaciones que generan revisiones múltiples en torno al 21%. (56) (72)

La etiología es multifactorial, entre las causas se describen la deficiencia de tejidos blandos, la infección, el desgaste de los componentes o el déficit óseo. Sin embargo, las causas más frecuentes de cirugía de revisión independientemente del tipo de implante previo son la inestabilidad, la infección y el aflojamiento glenoideo (45).

Como factor condicionante de estabilidad, se describe el acortamiento humeral debido a una pérdida de stock óseo proximal secundario a migración de tuberosidades, secuelas de fracturas o artroplastias previas fallidas. Este factor unido a un déficit óseo glenoideo puede provocar un posicionamiento inferior y medial de los componentes protésicos generando una tensión deltoidea insuficiente para mantener la estabilidad del implante y como consecuencia una inestabilidad recurrente del mismo (57). Por tanto, es importante valorar durante la planificación preoperatoria el grado de déficit óseo presente en el húmero y en la cavidad glenoidea para acometer con garantías la cirugía de revisión.

A pesar de que los resultados clínicos que se obtienen tras la cirugía de revisión son inferiores a los de la cirugía primaria y la tasa de complicaciones y reintervenciones es elevada, existe una mejoría notable en el dolor y funcionalidad postquirúrgica en los pacientes intervenidos (57).

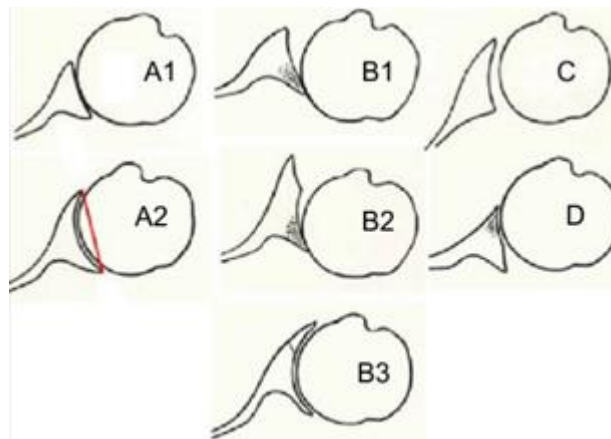
### **3.2.3 Defectos óseos glenoideos**

Durante el proceso de implantación de una artroplastia invertida de hombro, es relativamente frecuente encontrar defectos óseos presentes en la glena como consecuencia de la patología inicial, o como consecuencia de la pérdida de stock óseo inherente a una cirugía de revisión. Los defectos óseos se presentan en pacientes con luxación glenohumeral crónica, fracaso de una cirugía protésica previa, artropatía de manguito rotador asociada a erosión ósea glenoidea o en fracaso de osteosíntesis de fracturas de húmero proximal secundaria a penetración de los tornillos (73).

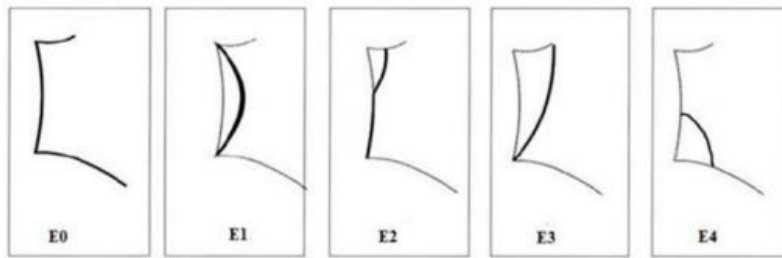
Los defectos óseos en la glena pueden comprometer la estabilidad a corto y largo plazo de la prótesis. La evaluación y el manejo de dichos defectos es importante de cara a la consecución de una fijación adecuada del componente protésico a la glena. Los defectos glenoideos varían en tamaño y localización en función de la patología y el tipo de cirugía. En la artrosis glenohumeral primaria se describen defectos óseos posteriores que

dificultan la correcta implantación del componente glenoideo (74). En la artropatía de manguito rotador las fuerzas excéntricas que actúan sobre la cabeza humeral producen alteraciones morfológicas glenoideas hasta en un 40% de los casos (75). En cambio, en la artritis inflamatoria los defectos son predominantemente centrales. La cirugía de revisión es otro escenario en el que se producen defectos glenoideos secundarios debido al aflojamiento o retirada de los componentes protésicos, las técnicas de extracción, el tipo de implante utilizado y la cementación. En esta situación los defectos óseos son de mayor tamaño y menos predecibles que en la cirugía primaria, ya que en la cirugía de revisión los defectos pueden localizarse en distintos planos mientras que en la cirugía primaria tienden a localizarse en un plano del espacio.

Con respecto a la morfología y localización de los defectos glenoideos existen distintas clasificaciones en función del tipo de cirugía (primaria o revisión). La clasificación más utilizada en los defectos óseos en la cirugía primaria es la de Walch et al modificada (Imagen 4) (74) (76) y sus posteriores versiones que incluyen los subtipos B0 y C2 (77) (78). La clasificación descrita por Sirveaux et al cataloga los defectos de la artropatía del manguito rotador en el plano coronal (Imagen 5) (79) (80)



*Imagen 4. Clasificación de Walch modificada de defectos glenoideos.  
Imagen obtenida de Bercik et al (76)*



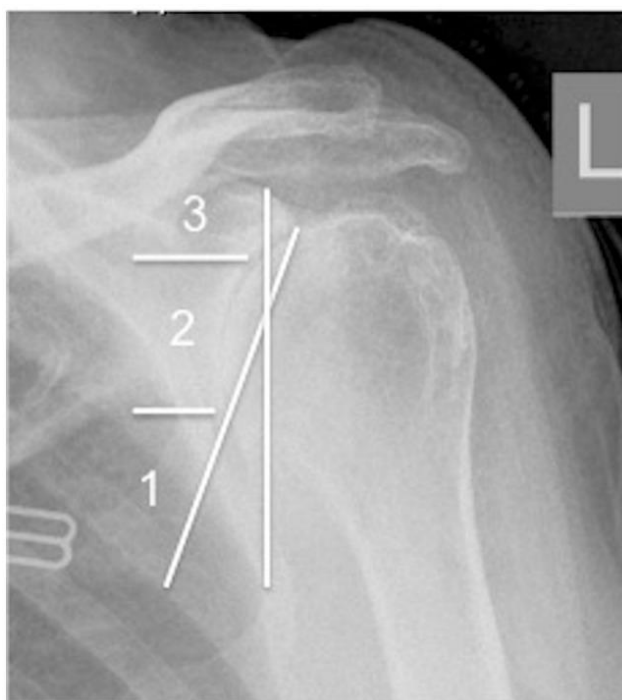
**a**



**b**

*Imagen 5. Clasificación de Favard de defectos glenoideos imagen obtenida del artículo.  
Imagen obtenida de Walch et al (81)*

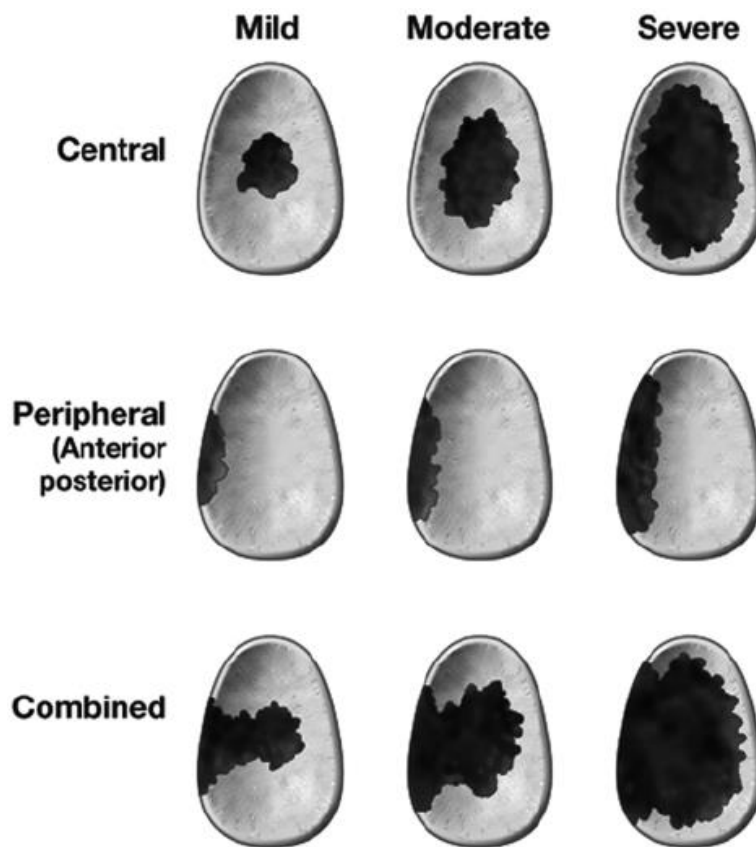
Habermayer et al (82) propuso una clasificación complementaria centrada en valorar la angulación o tilt inferior de la cavidad glenoidea permitiendo evaluar el déficit óseo inferior y superior (Imagen 6)



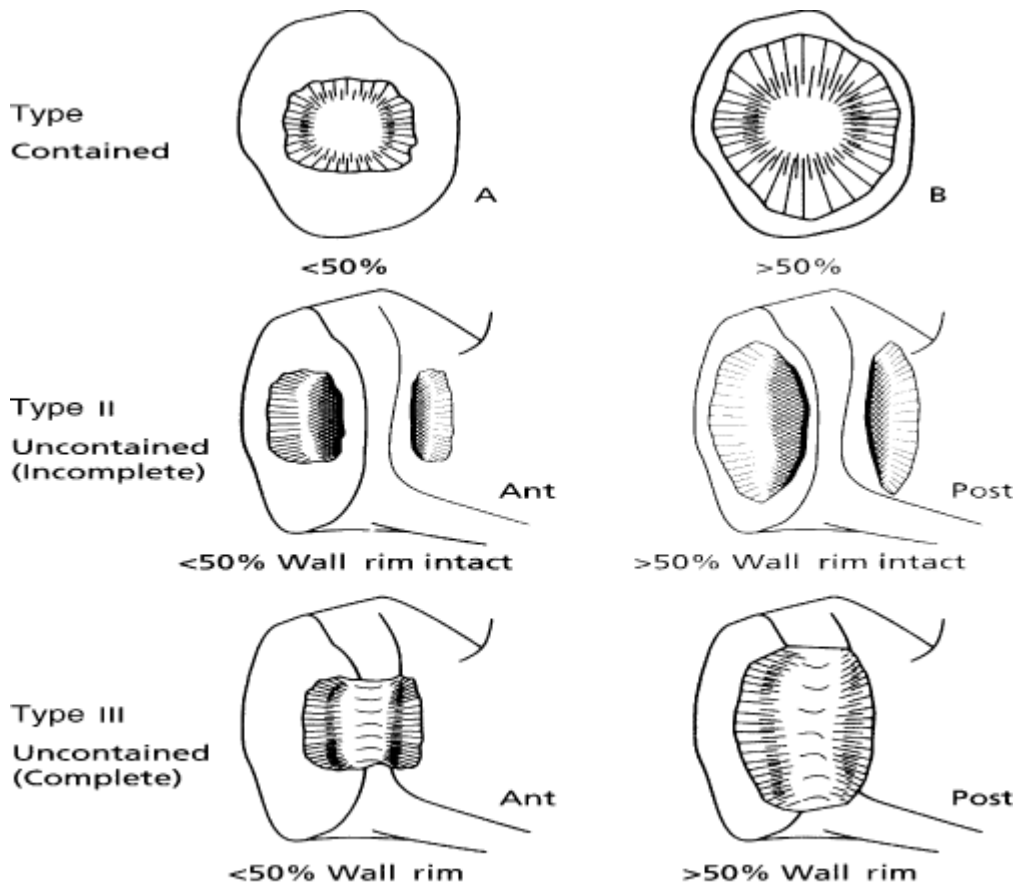
*Imagen 6. Clasificación de Habermayer. Traza una línea desde el borde superior de la glena al borde inferior y se compara con una segunda línea vertical desde la apófisis coracoides. En el Tipo 0 ambas líneas son paralelas. En el tipo 1 la intersección de las líneas se produce por debajo de la cavidad glenoidea. En el tipo 2 la intersección de las líneas se produce en a nivel de la cavidad glenoidea. En el tipo 3 la intersección se produce a nivel de la apófisis coracoides. Imagen obtenida de Habermayer et al (82)*

En relación con los defectos en cirugía de revisión, existen pocos estudios en los que se precise la localización más común de dichos defectos. Esta variabilidad se debe en parte a la complejidad inherente que presenta cada cirugía de revisión y se refleja en las múltiples clasificaciones existentes a propósito de estos defectos.

La clasificación más extendida es la de Antuna et al que clasifica los defectos en función de su localización (central, periférica o combinada) y su severidad. (83) (Imagen 7). Page et al propuso una modificación a la clasificación de Antuna con la finalidad de evaluar la necesidad de suplementación ósea en función del grado de afectación de la bóveda glenoidea con hasta 8 combinaciones de defectos posibles (84) (Imagen 8).



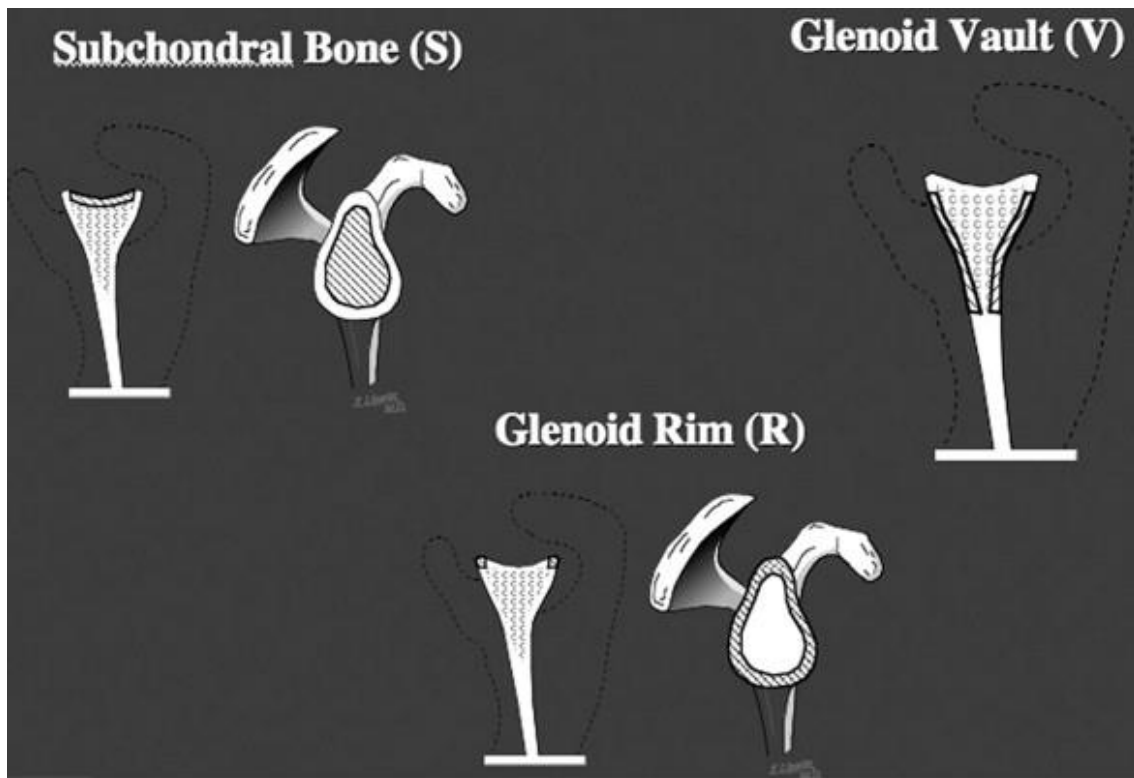
*Imagen 7. Clasificación de Antuna de defectos glenoideos en cirugía de revisión de prótesis total de hombro. Imagen obtenida de Antuna et al (83)*



© SRH NHS Trust, DMI, G02101804 - B, All Rights Reserved 2002

Imagen 8. Clasificación de defectos glenoideos de Antuna modificada. En el defecto tipo 1 o contenido tanto la bóveda como el reborde glenoideo se encuentran intactos y permiten la reconstrucción mediante injerto impactado. El defecto no contenido o tipo 2 presenta una afectación de la bóveda, pero no del reborde y puede convertirse en un defecto contenido. En el defecto tipo 3 existe una afectación de la bóveda y el reborde glenoideo. Imagen obtenida de Page et al (84)

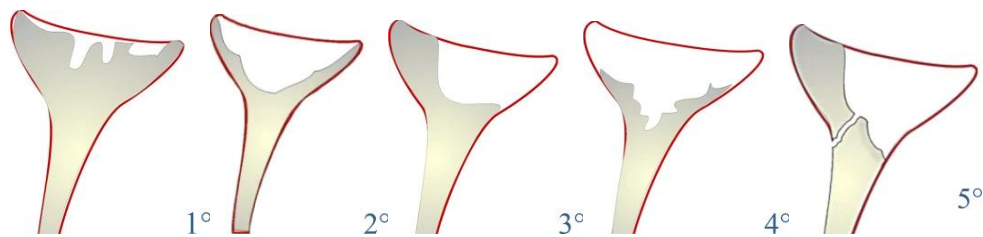
El modelo bóveda glenoidea propuesto por Williams y Iannotti se centra en la evaluación del stock óseo remanente en la glena clasificando los defectos en subcondral, en la bóveda y en el borde o marginal proponiendo opciones terapéuticas en función del defecto (85) (Imagen 9)



*Imagen 9. Patrones de defectos glenoideos según el modelo de bóveda glenoidea.  
Imagen obtenida de Williams et al (85)*

Sin embargo, las clasificaciones descritas anteriormente son principalmente descriptivas, por tanto, no proveen al cirujano de herramientas para el manejo intraoperatorio de defectos glenoideos ni de alternativas terapéuticas que favorezcan el éxito a largo plazo de la cirugía protésica en pacientes con defectos óseos glenoideos significativos.

En 2019 Gohlke y Werner propusieron una clasificación de defectos glenoideos en función de la estabilidad primaria que puede alcanzar el componente glenoideo de revisión de acuerdo con el stock óseo disponible en la bóveda glenoidea y diseñan un algoritmo sobre el tipo de implante más adecuado para cada tipo de defecto (86) (Imagen 10) (Tabla 1)



*Imagen 10. Clasificación de defectos glenoideos según Gohlke y Werner. Tipo 1: Pérdida ósea leve: centrada o excéntrica, versión/inclinación <math><10^\circ</math>, pérdida <math><40\%</math> de la superficie articular nativa. Tipo 2: Pérdida ósea moderada: >math>>40\%</math> de la superficie articular, pero la copa glenoidea sigue intacta. Tipo 3: Pérdida ósea excéntrica (periférica) severa: >math>>20^\circ</math> versión/inclinación o >math>>50\%</math> de ancho. El cáliz glenoideo ya no está intacto. Tipo 4: Defecto óseo severo y medialización moderada por debajo del nivel de la base de la coracoides: sin embargo, el lecho óseo nativo permite la fijación de un tetón central de al menos 10 mm de profundidad. Tipo 5: Defecto óseo severo y medialización profunda: fractura por estrés o disrupción hasta el cuello glenoideo. Queda menos de 10 mm de profundidad en el hueso nativo para el anclaje. Imagen obtenida de Gohlke et al (86)*

### 3.2.4 Tratamiento de defectos óseos glenoideos en cirugía de revisión

El manejo de los defectos óseos en la cirugía protésica de hombro supone un reto para el cirujano. En las cirugías de revisión, donde la presencia de defectos de gran tamaño es frecuente, supone un aumento en la complejidad del tratamiento. Se han descrito múltiples opciones de tratamiento hemiartroplastia, metaglenas con aumentación o injertos glenoideos.

En cuanto al tamaño se refiere, aquellos defectos menores a 2mm o con una retroversión glenoidea menor de  $15^\circ$  pueden ser tratados con fresado excéntrico de la glena (87) (88) (89)

Sin embargo, en los defectos óseos de gran tamaño, superiores al 30% de la superficie articular o una retroversión glenoidea mayor o igual a  $15^\circ$ , la bóveda glenoidea no tiene el volumen suficiente para soportar el componente, por lo que es preferible el uso hemiartroplastia, injertos óseos glenoideos o metaglenas con aumentos (90).

La utilización de una hemiartroplastia es una técnica que consiste en la extracción del componente glenoideo, reconstrucción de la superficie articular glenoidea mediante injerto óseo y la colocación de una hemiartroplastia sin reimplantación del componente glenoideo (91). El procedimiento no presenta una complejidad técnica elevada y puede realizarse cuando existe un defecto óseo importante en pacientes con baja demanda funcional con el objetivo de aliviar el dolor. El hecho de no reimplantar un componente glenoideo produce una excesiva medialización de la cabeza humeral, esto que provoca una disminución del brazo de palanca del deltoides y el manguito rotador y como consecuencia un déficit funcional de la articulación especialmente durante la abducción

(92). Por tanto, la hemiartroplastia resulta una alternativa viable como cirugía de salvamento en casos con defectos óseos glenoideos no reconstruibles o inestabilidad recalitrante de RSA teniendo como alternativas la artroplastia de resección y la artrodesis (91) (93).

El uso de injerto óseos para la reconstrucción de la superficie glenoidea y posterior implantación de un componente glenoideo, permite preservar el stock óseo glenoideo y controlar el offset articular evitando la excesiva medialización o lateralización de la cabeza humeral, un factor que podría desembocar en problemas de inestabilidad o rigidez. Para el tratamiento de defectos óseos mediante injertos glenoideos se han descrito el uso de injerto esponjoso, autólogos de cresta ilíaca o aloinjertos de cabeza humeral. El uso del injerto esponjoso queda reservado para defectos de pequeño tamaño mientras que los otros dos tipos de injerto se utilizan en defectos de gran tamaño. La implantación de una artroplastia total anatómica sobre una glena suplementada con injerto óseo ha demostrado múltiples complicaciones en los estudios a largo plazo (94) (95) (96). Entre las complicaciones se han descrito resorción del injerto, inestabilidad y hundimiento que han desembocado en un aflojamiento precoz del componente glenoideo con el consecuente fracaso del implante.

A pesar del creciente auge de esta técnica, no existen trabajos que evalúen el porcentaje y el tiempo de integración del injerto. La mayoría de los estudios no definen los criterios que utilizan para considerar un injerto totalmente integrado y emplean la radiografía simple como técnica de imagen en el seguimiento postoperatorio, un procedimiento subjetivo con elevada variabilidad interobservador. El uso de TC postoperatorio aporta una mayor objetividad para evaluar la integración del injerto (97) (98).

El uso de la artroplastia invertida como alternativa arroja resultados prometedores. El diseño geométrico del componente glenoideo (tetón central rígido) proporciona una fuerza de compresión axial sobre el injerto que favorece su integración. Además, permite la fijación del injerto a la glena mediante los propios tornillos del componente glenoideo.

Se ha demostrado que los implantes con superficie convexa del componente glenoideo permiten un mayor contacto en comparación con aquellos de superficie plana. Este hecho, favorece que exista un menor desplazamiento del componente glenoideo cuando está sometido a fuerzas excéntricas. Según el estudio de Anglin et al, el componente convexo transmite fuerzas de compresión al estar sometido a estrés mecánico mientras que el componente plano transmite fuerzas de cizallamiento (99).

Además, es preciso un implante que permita la inserción de tornillos con angulación variable. La divergencia de los tornillos ha resultado ser un factor más importante en términos de estabilidad que la longitud o el grosor de estos. El cirujano debe decidir entre una configuración alternativa o el uso de menos de 4 tornillos. No obstante, estudios biomecánicos no han encontrado diferencias significativas en cuanto a movimiento de componente glenoideo entre fijaciones de 2 y 4 tornillos (100). Además, en el estudio de Bateman y Donald se ha registrado una integración del injerto satisfactoria mediante el uso de 2 tornillos (97). Sin embargo, si en defectos severos existe un stock óseo adecuado, algunos autores recomiendan el uso de un injerto sobredimensionado fijado mediante 4 tornillos al presentar un mejor anclaje en el plano horizontal (98).

En cuanto al tetón central, no se conoce la longitud necesaria que garantice una estabilidad mecánica adecuada. No obstante, existen trabajos que proponen que debe tener un anclaje de como mínimo 10 mm en hueso nativo (101)

Por tanto, resulta clave la evaluación del tamaño, tipo de defecto y stock óseo glenoideo para la correcta reconstrucción de la interlínea articular nativa como reflejan Gohlke y Werner en su algoritmo terapéutico (86) (Tabla 1). La reconstrucción articular anatómica constituye un factor fundamental para la implantación de la artroplastia evitando complicaciones como inestabilidad, fijación insuficiente, notching escapular o alteración de la cinemática articular al disminuir la tensión muscular del deltoides que predisponen a un fracaso precoz de la prótesis (102) (103).

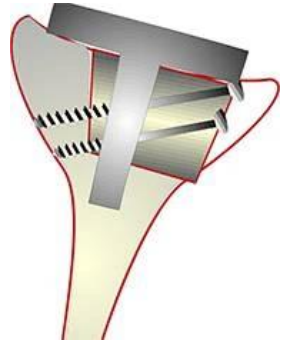
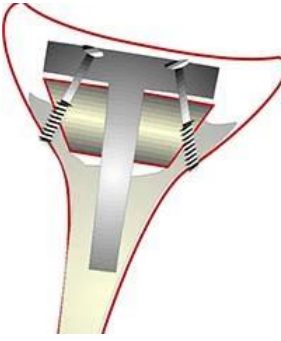
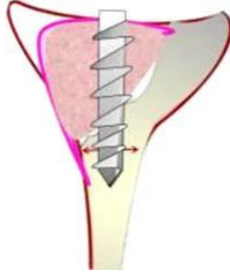
Defecto tipo 1	Cualquier tipo de implante	
Defecto tipo 2	Relleno de defectos con un bloque óseo autólogo u homólogo. Si todavía quedan superficies de contacto para la placa base, basta con rellenar con esponjosa comprimida	
Defecto tipo 3	Reconstrucción en uno o dos tiempos según la calidad del hueso, el injerto planificado y la posibilidad de anclar tornillos de bloqueo. Es posible corregir una inclinación o versión incorrecta con un bloque óseo subyacente o cuñas metálicas	
Defecto tipo 4	Reconstrucción, en uno o dos tiempos, dependiendo de la sustancia existente del lecho óseo nativo con un bloque óseo adicional. La medialización de la línea articular debe corregirse con el bloque óseo interpuesto o un diseño de placa base lateralizada	
Defecto tipo 5	Se recomienda la reconstrucción en dos tiempos ya que el anclaje primario suele permanecer inestable. Un aloinjerto estructural (cabeza femoral homóloga) suele ofrecer sustancia suficiente para la necesaria reconstrucción de la línea articular. Un implante especial con anclaje individual es otra opción	

Tabla 1. Algoritmo terapéutico de tratamiento de defectos glenoideos. (86)

En la bibliografía no existe un consenso sobre los criterios para la realización de la cirugía de revisión con injerto glenoideo en un tiempo. Aunque, la presencia de buena calidad ósea, un apoyo del 70-75% del injerto sobre la bóveda glenoidea nativa y que exista una porción del tetón central o los tornillos en la glena nativa son los criterios que se utilizan frecuentemente (104). Cuando existe un defecto óseo masivo acompañado de fragilidad ósea que imposibilita la implantación del componente glenoideo se recomienda realizar una revisión en 2 tiempos mediante hemiartroplastia tipo CTA.

En el año 2011 se introducen en el mercado las metaglenas con aumentos metálicos como alternativa en el manejo de grandes defectos óseos glenoideos (Imagen 11) (105). Se han publicado series que presentan unos resultados clínicos y funcionales satisfactorios a corto plazo (106) (107) equiparables a los injertos óseos, con unas indicaciones similares y la ventaja de reducir el tiempo quirúrgico y la necesidad de integración que precisan los injertos, algunos estudios también afirman que la cantidad resecada de hueso para la implantación de las metaglenas aumentadas es menor (108) . Sin embargo, los suplementos metálicos producen una lateralización del centro de rotación y las fuerzas que actúan sobre el anclaje cambian, lo que significa que un brazo de palanca desfavorable actúa sobre la placa base y es posible que se produzca un aumento de la tasa de aflojamiento, especialmente si el hueso nativo es débil. Con la introducción de un recubrimiento microporoso en la superficie trasera de la placa base lateralizada y la fijación con tornillos centrales, se intenta compensar el brazo de palanca desfavorable a través de una mejor integración ósea. No obstante, los estudios publicados sólo reflejan los resultados clínicos y radiológicos de un seguimiento a corto plazo. Por tanto, no existen suficientes estudios que valoren el resultado funcional a largo plazo y la supervivencia de las metaglenas con aumentación frente a los injertos óseos (105) (109).



*Imagen 11. Metaglena con aumento posterosuperior.*

*Imagen obtenida de Michael et al (105)*

En los últimos años, se ha introducido el uso de implantes customizados para el tratamiento de defectos glenoideos severos con resultados prometedores. El diseño y manufactura de estos implantes se encuentra asistido por ordenador, por tanto, tienen la capacidad potencial de corregir deformidades severas con una adecuada versión glenoidea preservando la mayor cantidad posible de stock óseo sin las limitaciones que tiene la suplementación con injerto óseo. Bodendorfer et al presentan en su serie retrospectiva de casos una mejoría clínica significativa con un seguimiento de 24 meses sin registrar complicaciones (110) . Sin embargo, en una serie similar Uri et al describen una tasa de complicaciones elevada (111).

En conclusión, a la hora de abordar un defecto óseo glenoideo en una cirugía protésica de hombro resulta importante realizar un enfoque metódico. Según la bibliografía actual, son necesarios más estudios para poder perfeccionar un algoritmo de tratamiento según el tipo y localización del defecto.

### **3.3 Modelos biomecánicos para el estudio de la RTSA**

Los modelos biomecánicos permiten analizar de forma aproximada el comportamiento de estructuras del cuerpo humano cuando son sometidas a determinadas condiciones. El modelaje en general puede dividirse en teórico-numérico y físico-experimental.

Los modelos teóricos y su implementación en programas de cálculo numérico por ordenador se utilizan ampliamente en todo tipo de problemas. El modelo más conocido es el de los elementos finitos (FEM) existiendo una gran oferta de programas comerciales. Cada uno de ellos tiene sus características específicas, pero en general las operaciones que realizan son similares y pueden resumirse en los siguientes pasos:

- 1.- Modelización de la morfología de la estructura en estudio. En estructuras óseas, por ejemplo, se parte de imágenes de tomografía computerizada.
- 2.- División de la estructura en una malla de elementos de geometría regular conectados entre sí mediante puntos denominados nodos. En cada elemento se asume que una de las variables mecánicas características (típicamente los desplazamientos) tiene un comportamiento conocido representado por funciones matemáticas sencillas (típicamente funciones polinómicas de coeficientes indeterminados)
- 3.- Introducción de los datos referentes a las características mecánicas de los materiales constituyentes de la estructura
- 4.- Introducción de los datos referentes a las condiciones de enlace entre los distintos elementos estructurales
- 5.- Introducción de los datos referentes a las fuerzas que actúan sobre la estructura
- 6.- Cálculo de los coeficientes indeterminados de las funciones de desplazamiento imponiendo condiciones de equilibrio a través de los teoremas asociados al mismo (Teorema de la Energía Mínima o Principio de los Trabajos Virtuales)
- 7.- Obtenida la solución de desplazamiento se calcula el resto de las variables mecánicas (típicamente tensiones y deformaciones)
- 8.- Presentaciones de resultados, habitualmente con representaciones gráficas de la estructura deformada y de las distintas variables en colores codificados

El FEM es una modelización y, lógicamente, su fiabilidad dependerá del grado de ajuste con la realidad. Los problemas biomecánicos presentan incertidumbres a todos los niveles: morfologías complejas y cambiantes, materiales heterogéneos, anisótropos y de comportamientos no lineales dependientes de múltiples variables, condiciones de contacto indefinidas entre superficies articulares naturales y protésicas, fuerzas musculares y reacciones articulares de enorme variabilidad y redundancia, etc. Por tanto, cualquier estudio por FEM en este campo debe complementarse y validarse con modelos físicos.

Los modelos físicos o experimentales pueden ser in vivo o in vitro. Los estudios in vivo incorporan sensores que permiten medir variables físicas asociadas al comportamiento mecánico de las articulaciones. Actualmente existe una gran variedad de técnicas, pero su utilización está muy restringida a laboratorios especializados y con disponibilidad de recursos. Mencionemos por ejemplo los estudios realizados con prótesis instrumentadas con microsensores dotados de sistemas inalámbricos de alimentación y emisión de señal.

Los modelos físicos in vitro, además de ser más asequibles permiten realizar estudios con más garantías de control de variables. El uso de muestras de cadáver está muy limitado por razones éticas y de repetibilidad. Existen réplicas de huesos y otros tejidos en material sintético con las suficientes garantías para que los resultados obtenidos sean extrapolables a los materiales reales. Los sensores pueden ser de todo tipo y abarcan prácticamente todos los ámbitos de la Física. Dos de las técnicas más asequibles y de más tradición se basan en resistencias eléctricas adheridas a las muestras de ensayo (técnica de Extensometría Eléctrica) y en réplicas transparentes de materiales poliméricos en campos de luz polarizada (Fotoelasticidad).

Para el objetivo de esta tesis se necesita una técnica de campo continuo que permita un análisis comparativo de las fuerzas internas presentes en los distintos elementos naturales y protésicos de la articulación del hombro sometida a la RTSA. El Laboratorio de Resistencia de Materiales de la ETSII-UPM tiene una larga tradición de estudios biomecánicos empleando la técnica de la Fotoelasticidad, incluyendo la variante de congelación de tensiones, que es especialmente idónea para este trabajo. Este Laboratorio ha realizado ya trabajos sobre la articulación del hombro (112). Aplicación de técnicas experimentales optomecánicas de campo continuo para el análisis de tensiones y deformaciones en la articulación del hombro humano (113) (114)(115).

### 3.4 Introducción a la Fotoelasticidad

La fotoelasticidad es una técnica clásica de análisis experimental de tensiones mecánicas. Se basa en el fenómeno óptico de franjas de interferencia asociado a las fuerzas interiores provocadas por los estados de carga aplicados a modelos transparentes de estructuras reales. Sus resultados están constituidos por espectros de franjas coloreadas denominadas isocromáticas, y permiten una interpretación rápida e intuitiva incluso para personal no especializado. Por ello, la fotoelasticidad es especialmente útil en aplicaciones sobre temas multidisciplinarios. Uno de ellos es la biomecánica de las articulaciones humanas y sus sustituciones protésicas. Efectivamente, con ensayos fotoelásticos sencillos pueden realizarse estudios cualitativos de gran utilidad tanto a nivel formativo como de investigación.

La fotoelasticidad es una de las técnicas experimentales optomecánicas de análisis de tensiones más antiguas. El principio básico de esta técnica se debe al descubrimiento efectuado por David Brewster en 1816 cuando hizo pasar luz polarizada a través de una pieza de vidrio cargada y observó que aparecía un contorno coloreado causado por las tensiones presentes en la pieza; se trata de un fenómeno de interferencia de ondas de luz polarizada, denominado birrefringencia artificial, que se da en distintos niveles en los materiales amorfos transparentes.

La luz polarizada es aquella en la que las ondas electromagnéticas que constituyen la luz están localizadas en planos preferentes. La luz polarizada más simple es la lineal (Figura 3), en ella las oscilaciones de las ondas están recluidas en un único plano.

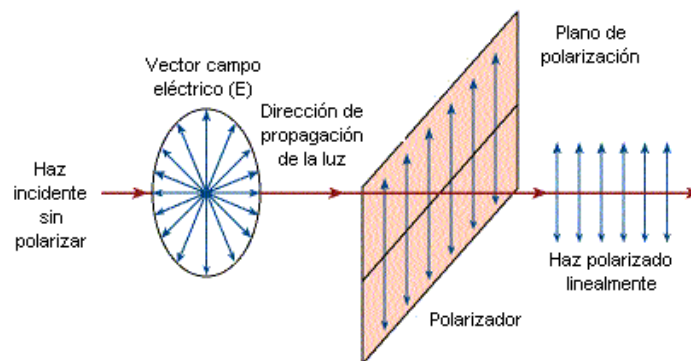
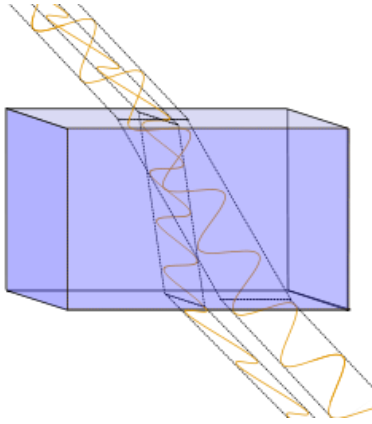


Figura 3. Polarización lineal de la luz (116)

Un material birrefringente, como el espato de Islandia, tiene la propiedad de descomponer un haz de luz en dos componentes ortogonales y transmitirlos a diferentes velocidades (Figura 4). Este fenómeno es conocido como birrefringencia o doble refracción.



*Figura 4. Descomposición de la luz en dos ondas en un material birrefringente (117)*

Algunos materiales transparentes que no poseen esta propiedad se transforman reversiblemente en birrefringentes al someterlos a cargas mecánicas. Los rayos de luz viajan a distinta velocidad por el material, por lo que al emerger del mismo presentan un desfase. Por tanto, su intensidad puede sumarse o restarse, dando lugar a fenómenos de franjas de interferencia. Este fenómeno se denomina birrefringencia accidental. En un ensayo fotoelástico las franjas de interferencia se visualizan con un montaje de elementos ópticos como el indicado en la figura 5.

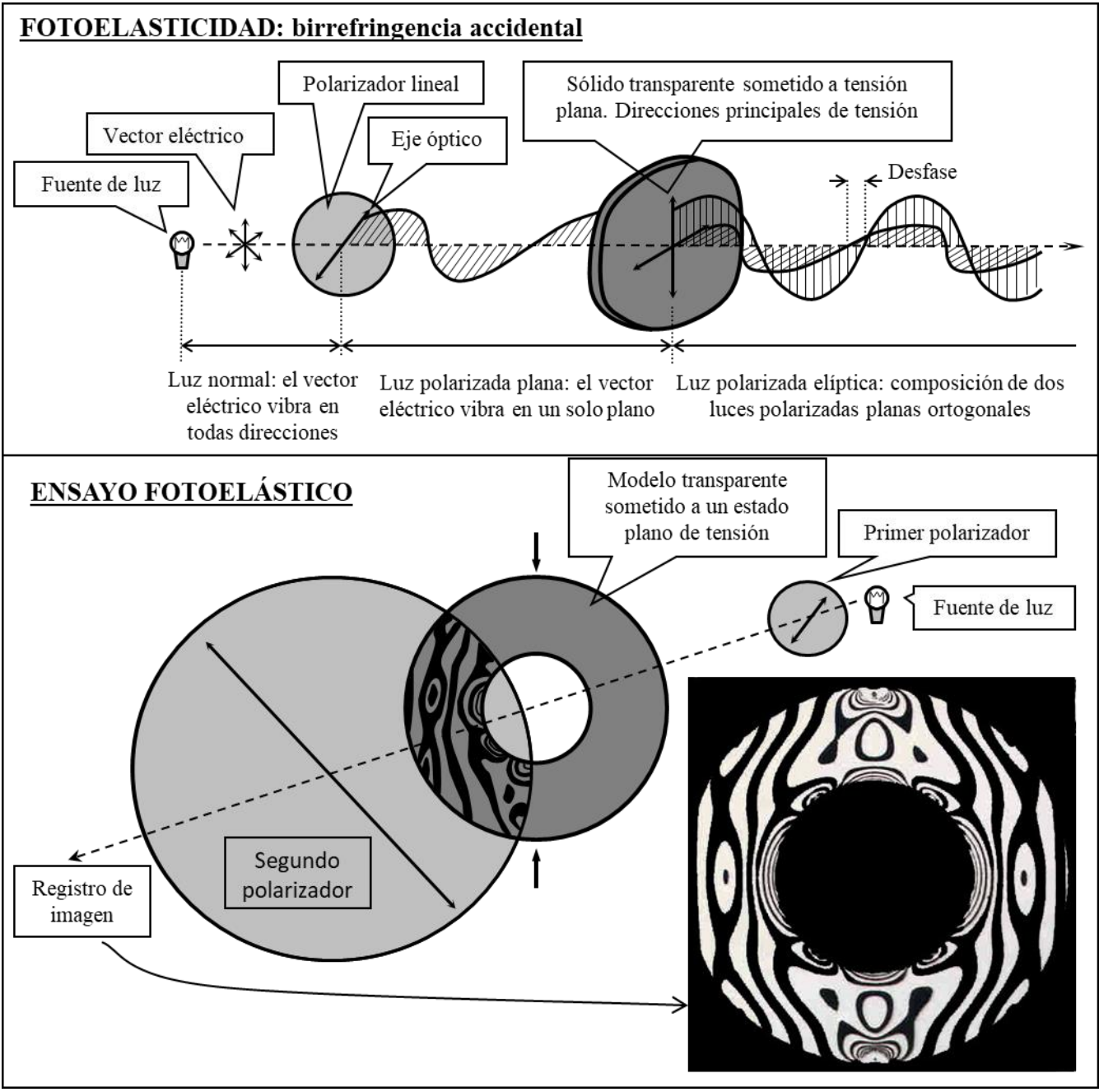


Figura 5. Birrefringencia accidental y montaje de elementos ópticos en un ensayo fotoelástico (Fuente: Laboratorio de Resistencia de Materiales ETSII-UPM)

Estas franjas se denominan isocromáticas. Están relacionadas con las intensidades de las fuerzas interiores provocadas por las cargas. La expresión matemática de esta relación es la llamada Ley Óptico-Tensional. En piezas planas de pequeño espesor en donde las cargas exteriores y las fuerzas interiores están contenidas en un plano (problema de tensión plana), la ley tiene la forma siguiente en cada punto:

$$s_1 - s_2 = \frac{N \times f}{e}$$

$s_1 - s_2 \rightarrow$  diferencia de las tensiones principales (son las intensidades máximas de las fuerzas interiores y se expresan en unidades de fuerza dividida por área:  $N / mm^2 =$  *Mega Pascal*)

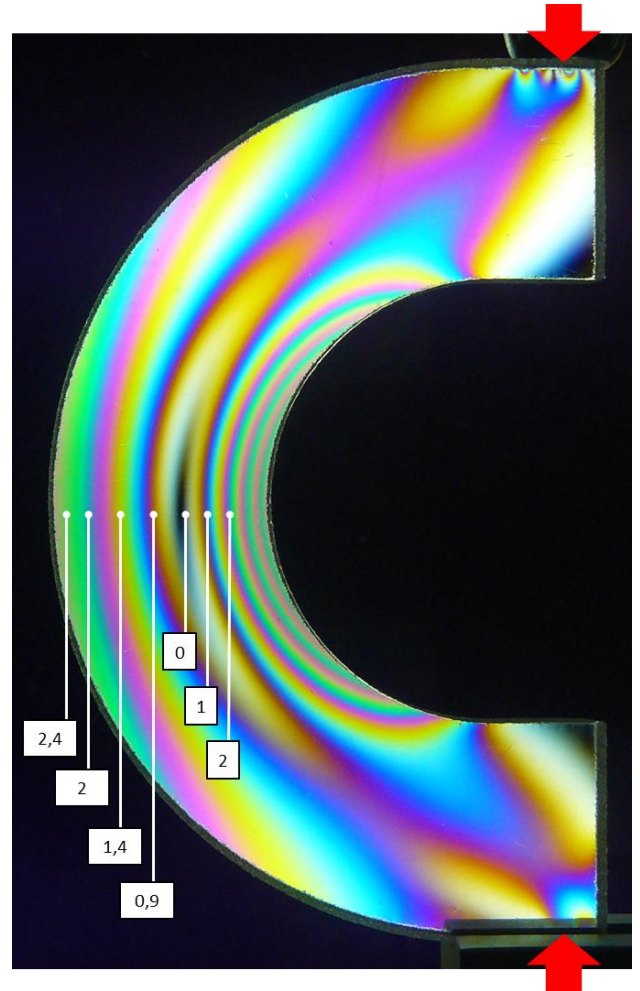
$N \rightarrow$  orden de franja de la isocromática (número positivo adimensional)

$f \rightarrow$  factor de franja o sensibilidad óptica del material ( $N/mm$ )

$e \rightarrow$  espesor de la pieza ( $mm$ )

En la Imagen 12 a la izquierda se tiene la relación color-orden de franja de cada isocromática cuando se emplea una fuente de luz blanca. A la derecha se indican los órdenes de franja de las isocromáticas en una pieza comprimida verticalmente.

Color observado	Orden de franja (N)
negro	0
gris	0,28
blanco	0,45
amarillo pálido	0,60
naranja	0,80
rojo	0,90
Transición rojo/azul	
azul	1,08
azul-verde	1,22
amarillo	1,39
naranja	1,63
rosa-rojo	1,82
Transición rojo/verde	
verde	2,35
verde-amarillo	2,50
rojo	2,65
Transición rojo/verde	
verde	3,10
rosado	3,65
Transición rosado /verde	
verde	4,15



*Imagen 12. Ensayo fotoelástico.*

*Izquierda: Tabla color-orden de franja de isocromática*

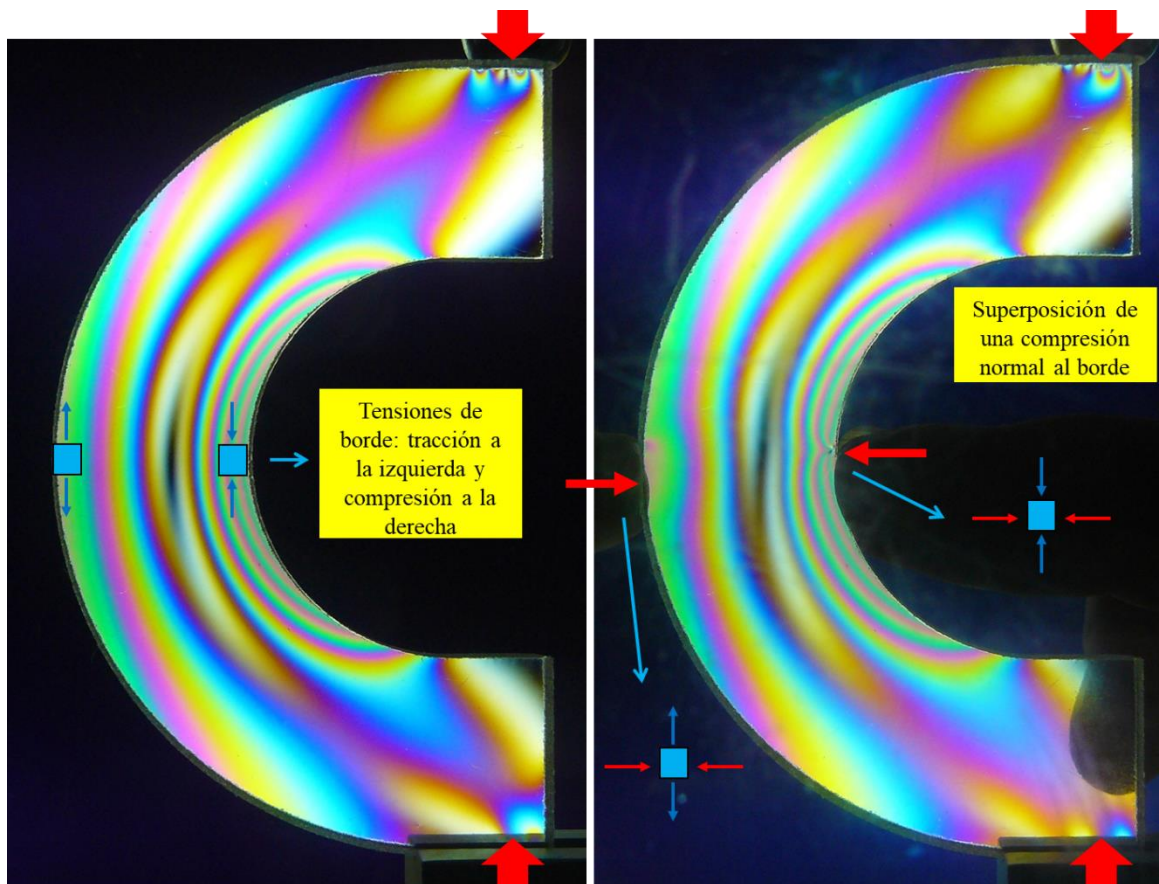
*Derecha: ensayo fotoelástico con fuente de luz blanca*

*(Fuente: Laboratorio de Resistencia de Materiales ETSII-UPM)*

Con la ley óptico-tensional se obtiene, pues, una valoración cuantitativa de las fuerzas interiores desarrolladas en el material. La fotoelasticidad permite además una interpretación rápida e intuitiva que da una idea inmediata de cómo funciona una pieza, qué zonas tienen más riesgo de romperse y qué zonas están descargadas. Para ello basta con fijarse en la densidad de las franjas, las zonas en donde sean más finas y concentradas son las de mayores tensiones internas.

En la imagen 13 se indica un procedimiento para determinar el signo de las tensiones paralelas a contornos de la pieza libres de cargas. Superponiendo una compresión en el punto de interés, la evolución de las isocromáticas revela el signo de las tensiones: si las franjas se apartan del punto comprimido, la tensión paralela al contorno es de tracción, y si las franjas convergen al punto comprimido, la tensión paralela al contorno es de compresión. Esta comprobación es importante porque las tensiones paralelas al contorno

suelen ser las de mayor magnitud, y el comportamiento de muchos materiales, como el tejido óseo, es muy distinto según soporte tracciones o compresiones.



*Imagen 13. Método de comprobación del signo de las tensiones paralelas a contornos libres de cargas exteriores (Fuente: Laboratorio de Resistencia de Materiales ETSII-UPM)*

En su versión más simple la Fotoelasticidad se aplica a problemas planos, es decir, problemas en los que las variables mecánicas son independientes de una dirección. Existe una variante que permite estudiar problemas tridimensionales, el denominado método de congelación de tensiones. Se basa en la aplicación de un tratamiento térmico que convierte en permanentes las deformaciones presentes en un modelo fotoelástico. Esto permite estudiar el modelo libre del utillaje de anclaje y de transmisión de cargas. Incluso puede cortarse el modelo en láminas de pequeño espesor sin alterar el patrón de deformaciones bloqueadas, pudiendo así estudiar las tensiones internas en modelos 3D.

Para ello, es necesario utilizar un polímero difásico como material fotoelástico, esto es, un polímero termoestable como la resina epoxi. Durante la polimerización, se forma una red de enlaces primarios largos y enlaces secundarios más cortos que permiten resistir la carga aplicada al polímero a temperatura ambiente. Cuando la temperatura del polímero se eleva por encima de su temperatura de transición vítrea, los enlaces secundarios se rompen y los enlaces primarios se deforman elásticamente. Tras someter al polímero a un enfriamiento lento, los enlaces secundarios se vuelven a formar dejando bloqueados los enlaces primarios en la posición en la que se deformaron al superar la temperatura crítica.

Se han realizado estudios fotoelásticos del hombro empleando el método fotoelástico de congelación de tensiones (113)(115)(118) (119).

## **4 JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO**



### **3.1- Justificación del estudio**

Durante las cirugías de revisión de la artroplastia invertida de hombro es frecuente el hallazgo de defectos glenoideos que precisan una suplementación mediante el uso de injertos óseos.

Existen muchas dudas de tipo mecánico, tanto de la configuración de la propia prótesis (número de tornillos de anclaje y efecto sus distintas orientaciones y longitudes, morfología de la metaglena, efecto del tetón central) así como de la redistribución de tensiones internas provocada por la implantación del injerto

Los estudios clínicos informan sobre el estado y la evolución del paciente y el injerto, pero es muy importante complementar esta información con estudios biomecánicos que aporten una visión ingenieril del problema.

En este problema, los materiales biológicos presentan unas características mecánicas muy heterogéneas y variables, uniones atornilladas con elementos protésicos metálicos, contactos entre piezas cuyas áreas, intensidades y localización están muy indefinidas, fuerzas musculares y reacciones articulares también muy indefinidas. Por tanto, se trata de un problema fuertemente no determinista que no admite soluciones puramente teóricas o analíticas y exige un enfoque de tipo experimental.

Pueden emplearse modelos físicos constituidos por réplicas de los elementos de la articulación y montajes que simulen las fuerzas exteriores.

La Fotoelasticidad en su variante de congelación de tensiones permite una visualización directa de las tensiones internas. Esta visualización es fácilmente interpretable, de forma inmediata e intuitiva, sin necesidad de complejos cálculos matemáticos.

Dentro de la colaboración que se viene desarrollando desde hace años entre el Servicio de Traumatología del Hospital Clínico San Carlos de Madrid y el Laboratorio de Resistencia de Materiales de la Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales de la Universidad Politécnica de Madrid se han realizado ya varios trabajos de investigación aplicando la técnica de la Fotoelasticidad.

Por todo ello queda justificado el empleo de esta técnica para realizar el estudio biomecánico de las cirugías de revisión de la artroplastia invertida de hombro.

## **5 HIPÓTESIS Y OBJETIVOS**



## **3.2- Hipótesis y Objetivos**

### **- Hipótesis:**

Los modelos físicos fotoelásticos en la variante de congelación de tensiones permiten la visualización y el análisis cualitativo de la biomecánica de la glena y el injerto cuyo patrón de tensiones internas depende del tipo de injerto suplementado y el modelo protésico empleado.

### **- Objetivos:**

Desarrollo y aplicación de técnicas fotoelásticas para el estudio biomecánico de las fuerzas de tensión presentes en glenas con defecto óseo que precisan suplementación mediante injerto óseo.

### **- Objetivos específicos:**

1.- Estudio del patrón de cargas y tensiones existentes en los injertos utilizados para la suplementación de los defectos óseos glenoideos.

2.- Análisis de la variación de las tensiones en función del tipo de modelo protésico utilizado.

3.-Determinar el grado de participación del tetón central en el anclaje de la prótesis.

4.-Estudio de la correlación de resultados fotoelásticos con casos clínicos de cirugía de revisión de prótesis invertida de hombro.

## **6 MATERIAL Y MÉTODOS**



## 6.1 Material y métodos ensayo de fotoelasticidad

El estudio se realiza mediante un diseño experimental y cualitativo con el propósito de analizar los patrones de tensión en escápulas en las que se han generado dos tipos de defectos en sus cavidades glenoideas y se han implantado dos modelos distintos de prótesis.

El uso de una metodología cualitativa mediante el empleo de fotoelasticidad se propone porque dicha técnica permite la visualización directa de los estados tensionales, así como una interpretación sencilla e inmediata de los resultados (120).

### 6.1.1 Materiales

La fabricación de las réplicas de óseas de húmero y escápula se realiza con resina epoxi, polímero termoestable y líquido a temperatura ambiente que solidifica al reaccionar con un agente químico endurecedor. El material resultante es homogéneo y presenta una rigidez inferior a la del hueso cortical, pero es válido para estudios cualitativos de tipo comparativo como los planteados en los objetivos de la tesis (121).

Material para los modelos de escápula, húmero e injerto: Resina epoxi EPOFER de dos componentes: EX401 + E432 (Feroqa) que debe mezclarse de forma homogénea en una proporción 100:32 y presenta un tiempo de curado de 48-72 horas.

Material para la fabricación de réplicas de elementos protésicos: resina de poliuretano termoestable FEROPUR de dos componentes: PR55 + E55 (Feroqa). Mezcla homogénea en proporción 1:1. Tiempo de curado: 5 minutos.

Material para la fabricación de moldes: silicona SILASTIC 3481 Base + Catalizador (Feroqa).

Mediante ensayos de flexión en cinco puntos a temperatura ambiente y 60°C se determina el módulo de Young de los materiales para poder establecer una comparación con el comportamiento elástico de los materiales reales (113). (Tabla 2)

Temperatura (°C)	Poliuretano E <sub>medio</sub> (MPa)	Epoxi E <sub>medio</sub> (MPa)
Ambiente (27°C)	1.277,26	2.258,5
Superior a transición vítrea (>60°C)	353,8	17,3

Tabla 2. Módulo de Young (E) de los materiales

Es importante tener en cuenta que el tejido óseo es un tejido vivo, con propiedades viscoelásticas y de características heterogéneas que sufre un proceso de modificación a lo largo de la vida y cuyas características varían con el envejecimiento o con las cargas a las que se encuentre sometido (ley de Wolff). Además, está constituido por tipos distintos de tejido, el tejido óseo cortical, el tejido óseo esponjoso y a nivel articular se encuentra asociado el tejido cartilaginoso. Debido a estos motivos resulta muy difícil reproducir de forma exacta las características del tejido óseo en un laboratorio. En la tabla 3 se recogen los módulos de Young de los tipos de tejido óseo y de los materiales protésicos (122).

Material	E <sub>medio</sub> (MPa)
Hueso cortical	13.800
Hueso esponjoso	1.380
Titanio	96.00
Acero (cromo-cobalto-molibdeno)	230.000

Tabla 3. Módulo de Young (E) de tejidos óseos y materiales protésicos

A continuación, se calcula la relación de rigidez entre los materiales sintéticos y se compara con la relación de rigidez existente entre los tejidos óseos y los materiales protésicos. (Tabla 4)

$$\frac{E_{\text{resina poliuretano}}}{E_{\text{resina epoxi}}} = 20,45$$

Relación	Hueso cortical	Hueso esponjoso
$\frac{E_{\text{acero}}}{E_{\text{hueso}}}$	16,67	166,67
$\frac{E_{\text{titanio}}}{E_{\text{hueso}}}$	6,96	69,56

Tabla 4. Relación de rigidez entre materiales

De acuerdo con los resultados obtenidos en las relaciones de rigidez se puede concluir que los materiales sintéticos por encima de su temperatura de transición vítrea se encuentran en el mismo orden de magnitud que la relación del hueso cortical con el material protésico y por tanto se aproximan a la realidad. Como consecuencia los resultados obtenidos serán aplicables al hueso cortical que será el objeto de estudio (113).

## **6.1.2 Fabricación de modelos fotoelásticos**

Los modelos fotoelásticos del estudio se construyeron a partir de réplicas de huesos de cadáveres de escápula y húmero cedidos por el Centro de donación de cuerpos y salas de disección de la Universidad Complutense de Madrid. La fabricación de modelos fotoelásticos se ha descrito y utilizado en proyectos anteriores (112) (121), utilizando polímeros termoestables transparentes de resina epoxi con características mecánicas y ópticas adecuadas para visualizar los patrones de tensiones del modelo. Los modelos obtenidos a partir de técnicas de reproducción de huesos son válidos para realizar estudios de fotoelasticidad en 2D y en 3D (123).

Para llevar a cabo los ensayos de fotoelasticidad en 2D se ha elegido la técnica de montaje de réplicas en hueso sintético debido a su mayor reproductibilidad, menor tiempo de fabricación, menor riesgo de posibles fracturas al realizar los ensayos de congelación de tensiones y mejor relación-interacción entre materiales.

### **6.1.2.1 Fabricación de réplicas sintéticas de huesos de cadáveres mediante dos técnicas de moldeo**

De acuerdo con el análisis de las distintas técnicas de moldeo (113)(115) (123), se decide el empleo de un moldeo en bloque para la pieza humeral y un moldeo de doble cara para obtener una réplica más precisa de la pieza de la escápula

#### **6.1.2.1.1 Fabricación de réplicas sintéticas de escápula**

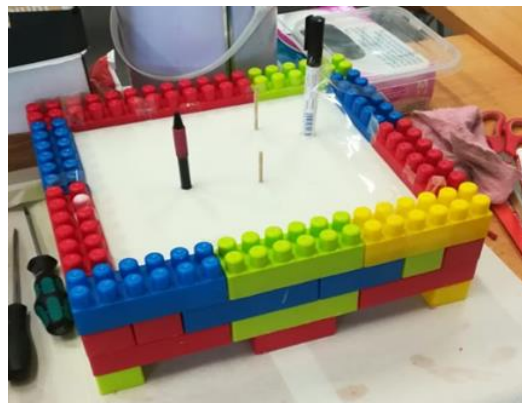
La fabricación del molde de la escápula mediante la técnica de moldeo en dos partes se detalla a continuación:

- A. Inicialmente, se construye el molde inferior colocando la escápula sobre una base de plastilina de unos 3 cm de espesor en una pieza de contrachapado rectangular. La elevación permite una distribución uniforme de la silicona.
- B. A continuación, se confina la pieza de contrachapado mediante una estructura construida con bloques de plástico. Seguidamente, mediante el uso de plastilina o cinta adhesiva se realiza un sellado de la estructura para evitar fugas de silicona (Imagen 14)



*Imagen 14. Escápula sobre base de plastilina confinada en estructura paralelepípedica*

- C. Se realiza la mezcla de silicona (EASYL 3520) y agente catalizador (EASYCAT 20) con una relación 100:5 en peso. Se mezcla de forma homogénea y se deja reposar 10 minutos.
- D. Se vierte la mezcla desde una altura baja en forma de hilo continuo sobre la zona trabajada.
- E. A las 48 horas, cuando la mezcla está totalmente rígida, se elimina el contrachapado y la plastilina.
- F. A continuación, se procede a la fabricación de la parte superior del molde. Se repiten los apartados B y C.
- G. Se fabrican bebederos (conductos por los que se verterá la resina en el molde) y respiraderos (permiten la salida de aire de las cavidades del molde impidiendo que se produzcan burbujas) adhiriendo bolígrafos y/o palillos con plastilina para evitar acumulaciones de aire en forma de burbujas. (Imagen 15)



*Imagen 15. Fabricación de bebederos en el molde para escápula*

- H. Se lubrica la superficie con líquido desmoldeante con el objetivo de que esta parte del molde de silicona no se adhiera a la parte inferior del molde.
- I. Finalmente, se mantiene en reposo 48 horas hasta dar por finalizado el proceso (Imagen 16)



*Imagen 16. Moldes de silicona de escápula*

### 6.1.2.1.2 Fabricación de réplica humeral

La fabricación de la pieza humeral se llevó a cabo mediante un molde de una sola pieza, técnica que se conoce como moldeo en bloque.

En primer lugar, se construye mediante tableros de contrachapado una estructura de base rectangular que permita alojar el hueso. A continuación, mediante la colocación de plastilina en la base de los huesos se consigue que se encuentren en una posición elevada para que se produzca una distribución homogénea de la silicona. Se realiza la mezcla de silicona y se vierte desde una altura baja en forma de hilo continuo. Al igual que en el moldeo de doble cara es importante la realización de bebederos en el molde para evitar la formación de burbujas.

Una vez confeccionados los moldes se procede a la fabricación de las réplicas óseas en resina epoxi. Las réplicas son extraídas de los moldes y mediante la herramienta multiusos Dremel se realiza un pulido de las imperfecciones, en particular las generadas en las zonas donde se sitúan los bebederos del molde.

### 6.1.2.1 Fabricación de réplicas de prótesis de revisión Delta Xtend y Lima SMR

En el estudio se utilizaron dos tipos de prótesis invertida: Lima SMR y Delta Xtend

#### Modelo Delta Xtend (Depuy Synthes)

El modelo Delta Xtend surge como evolución del sistema Delta CTA en el año 2007. Mantiene características presentes en el sistema predecesor e incluye innovaciones en diferenciales con respecto a los modelos previos.

- El centro de rotación se sitúa en la superficie articular glenoidea para evitar el pull-out de los tornillos que fijan el componente glenoideo (124).
- Optimización de la tensión del músculo deltoides para maximizar el brazo de palanca (124).
- Reduce el riesgo de notching escapular mediante la introducción de modelos de metaglenas excéntricas (125).
- Un ángulo del cuello de 155° que aumenta la estabilidad (29).
- Favorece la preservación de hueso a través de un diseño curvo del componente glenoideo y un vástago humeral modular de menor diámetro (125).

Se trata de una prótesis de hombro semiconstreñida con dos tipos de vástagos, un vástago modular que permite una fijación cementada o no cementada y otro monobloque de fijación cementada. El vástago modular consta de tres componentes (vástago, cuello humeral y cúpula humeral) mientras que el vástago monobloque sólo consta de vástago y cúpula. El componente glenoideo está formado por una placa base

con recubrimiento poroso de hidroxiapatita y la glenosfera en dos diámetros distintos y con disposición estándar o excéntrica. La fijación del componente glenoideo se realiza mediante un tetón central y cuatro tornillos de 4,5 mm de diámetro que permiten una angulación de 10° en dirección divergente al tetón central. En caso de defectos glenoideos existen tetones centrales de mayor longitud (+ 10 y + 15 mm sobre el tamaño estándar de 13,5 mm) que permiten el uso de injertos óseos.

	Componentes	Características
Húmero	Vástago	Diámetro: 14 mm
	Cúpula	L: +6 mm
Componente glenoideo	Placa base	Estándar. Diámetro: 34 mm
	Glenosfera	Estándar. Diámetro: 38 mm
Tetón central		Largo: estándar 13,5mm +15 mm

*Tabla 5. Componentes prótesis Delta Xtend*

### Modelo SMR (Lima)

El sistema SMR (Systema Multiplana Randelli; Lima-LTO San Daniele Friuli, Italia) fue diseñado por el profesor Mario Randelli en 1994. El sistema SMR invierte la anatomía natural del hombro aprovechando la geometría inversa y el brazo de palanca de un deltoides intacto para restaurar el movimiento de la articulación glenohumeral en presencia de un déficit funcional del manguito rotador.

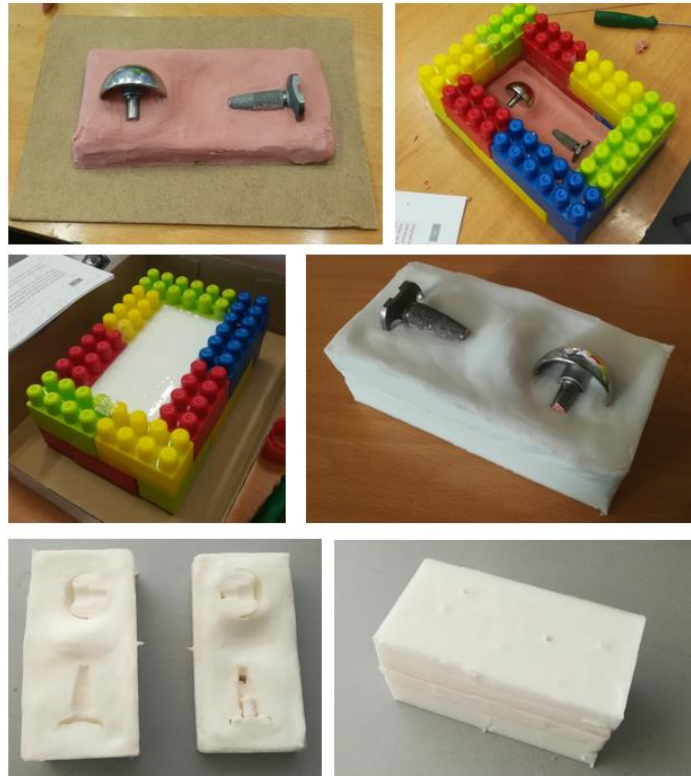
La modularidad del sistema SMR permite adaptar el implante a las condiciones del paciente. El componente humeral está compuesto por tres elementos, un vástago que puede ser cementado o no cementado, un cuerpo humeral invertido de metal y una cúpula humeral que puede ser de polietileno o de cerámica. En cuanto al componente glenoideo está formado por la placa base, un conector y la glenosfera.

Basado en la herencia clínica del sistema SMR, Axioma® TT Metal Back gracias a su diseño y su estructura de titanio trabecular permite una fijación primaria más estable y una mejor integración biológica del implante. La fijación del implante se consigue mediante dos tornillos de 6,5 mm y un tetón central. El tetón central del modelo AXIOMA® TT Metal-Back tiene un diseño cilíndrico en su zona más proximal y forma cónica en la parte distal. Además, presenta diferentes longitudes que permiten una mejor adaptación del implante en función del tamaño y forma de la cavidad glenoidea y admiten el uso concomitante de injertos óseos. (Tabla 6)

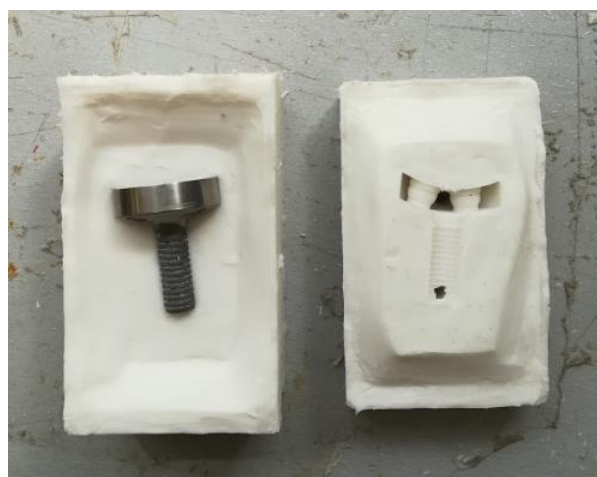
	Componentes	Características
Húmero	Vástago	D: 14 mm
	Cúpula	L: + 6 mm
Componente glenoideo	Placa base	L: AP: 25 mm L: SI: 32 mm
	Glenosfera	Estándar: 36 mm
Tetón central		L: 29.3mm Diámetro: Prox: 12 mm Dis: 6.1mm

*Tabla 6. Componentes prótesis Lima SMR*

Las réplicas se realizaron mediante la técnica de moldeo a doble cara porque como se ha expuesto en el apartado anterior permite obtener una réplica de gran fidelidad al original. La construcción de cada molde se realiza en los pasos que se han detallado en el apartado 6.1.2.1.1 y que se ilustran mediante las imágenes 17 y 18.



*Imagen 17. Moldeo a doble cara de componente protésico glenoideo*



*Imagen 18. Moldeo a doble cara de componente protésico glenoideo*

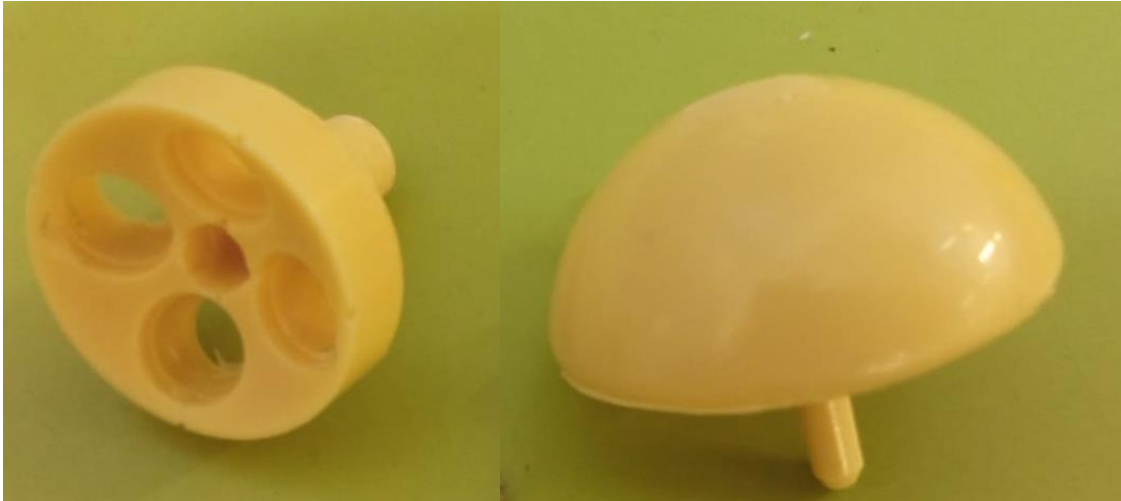
Una vez fabricados los moldes se procede a obtener las réplicas, para ello se utiliza resina de poliuretano por su capacidad de reproducir detalles y su similitud con las características de los materiales plásticos que se utilizan en algunos componentes protésicos.

Se debe calcular la cantidad de resina necesaria para cada molde. Para ello se llena de agua el molde y a continuación se mide en una probeta graduada mediante esta medida preliminar se obtiene una cifra aproximada para realizar la mezcla de la resina.

Se realiza un sellado de los moldes para evitar fugas. Finalmente, mediante la herramienta multiusos Dremel se eliminan las imperfecciones y rebabas de las piezas. (Imagen 19 y 20)



*Imagen 19 Réplica prótesis Lima SMR*



*Imagen 20 Réplica prótesis Delta Xtend*

## 6.1.2.2 Implantación de prótesis en modelos fotoelásticos

### 6.1.2.2.1 Implantación de componente glenoideo

Se trazan dos líneas perpendiculares a través de los ejes principales, vertical y horizontal, de la superficie articular de la glena para identificar el punto central de la misma. A continuación, se realiza el brocado perpendicular al punto central de la glena con una broca de 1 mm (Dremel) para preparar el orificio central de cara a comenzar con el fresado. Mediante la utilización de brocas de tamaños crecientes se aumenta el diámetro hasta que el orificio central alcanza un diámetro igual al del tetón central del componente glenoideo.

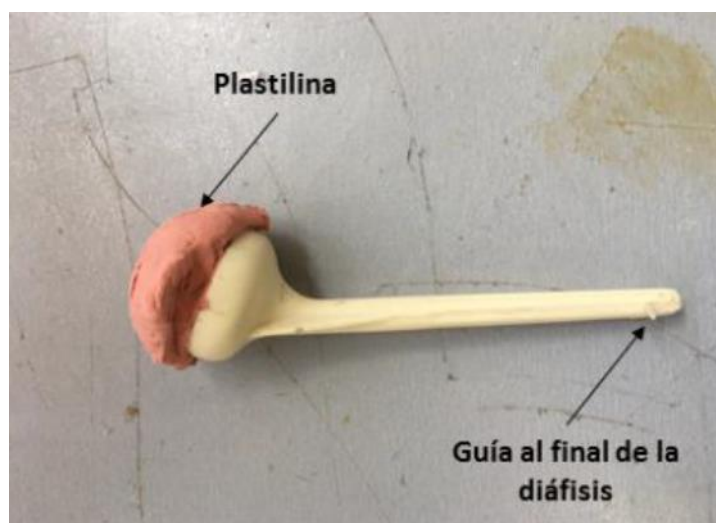
Posteriormente, se coloca el componente glenoideo y se impacta para obtener un contacto homogéneo entre el fondo y la superficie de la glena/injerto. El componente glenoideo debe presentar una orientación perpendicular a la superficie glenoidea o ligeramente inferior para reproducir la maniobra quirúrgica que evita que exista un conflicto de espacio escapulo- humeral (notching)

Finalmente, tras la implantación del componente glenoideo se marcan en la superficie articular los puntos de brocado de los tornillos de ambos modelos. El modelo Lima SMR tiene dos tornillos, uno inferior y otro superior, mientras que el modelo Delta Xtend tiene 4 tornillos de 4,5 mm de diámetro (superior, anterior, inferior y posterior) es importante evitar la salida hacia posterior del tornillo superior de ambos modelos, situación que en la práctica clínica podría suponer una lesión del nervio supraescapular.

Finalmente se realiza el brocado de los orificios destinados a los tornillos y la implantación de estos.

### 6.1.2.2 Implantación de componente humeral

El ensamblaje del vástago humeral se realiza introduciendo la réplica de poliuretano en el interior del molde. Se coloca plastilina en la zona proximal de la réplica protésica humeral para simular el corte correspondiente a la osteotomía de la cabeza. En la punta distal del vástago también se colocaba una guía de forma que actuará como centrador del vástago en el canal (Imagen 21). La utilización de una técnica de implantación similar a la práctica quirúrgica mediante un brocado progresivo del canal humeral provoca complicaciones relativamente frecuentes como fracturas de la réplica humeral durante el brocado (113)(115).



*Imagen 21. En la imagen superior se muestra una réplica de vástago humeral antes de ser introducida en molde humeral. En la imagen inferior el resultado final del proceso de implantación del vástago humeral. Imagen obtenida de (113) (115).*

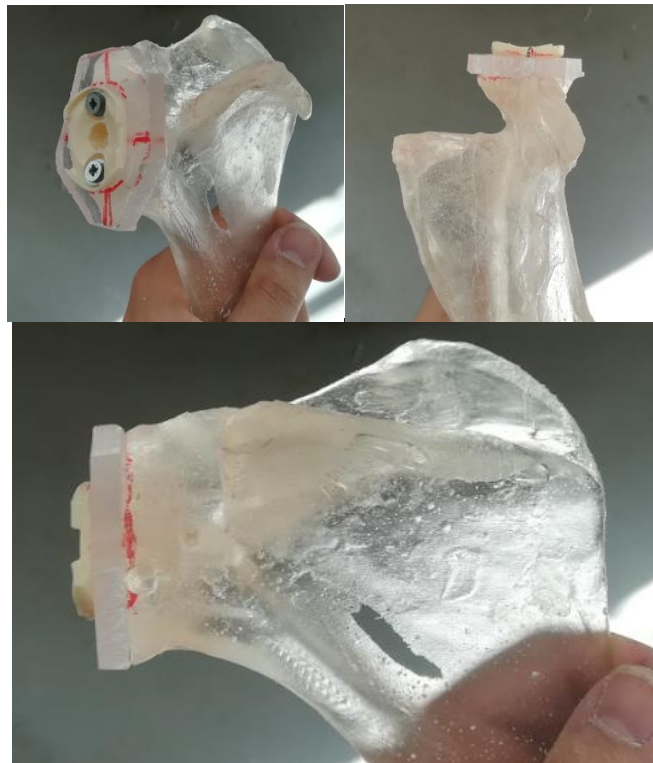
La técnica descrita permite un mejor acoplamiento del vástago en el canal humeral y una mayor rapidez y reproductibilidad.

### 6.1.3 Fabricación de modelos de defectos glenoideos

#### 6.1.3.1 Generación y suplementación de defecto central

Para la generación de un defecto central similar al que aparece en las cirugías de revisión, se realiza un corte paralelo a la superficie articular glenoidea de 2 cm de espesor. Posteriormente se coloca una sección de resina epoxi de grosor homogéneo a modo de aloinjerto. (Imagen 22)

Sobre el conjunto escápula/aloinjerto se procede a la implantación del componente glenoideo como se detalla en el apartado 6.1.2.2.1



*Imagen 22. Réplica de prótesis Lima SMR implantada sobre modelo fotoelástico de escápula con defecto central.*

### 6.1.3.2 Generación y suplementación de defecto superior

Para la generación de un defecto superior similar al que puede aparecer en la cirugía, se realiza un corte trapezoidal sobre la superficie articular de la escápula siendo de un grosor aproximado de 2 cm en la parte superior y un espesor decreciente a medida hasta alcanzar 1 cm en la región inferior

Se coloca una sección de resina epoxi con forma trapezoidal y dimensiones similares a las del fragmento de superficie escapular cortado, a modo de aloinjerto para suplir el defecto generado (Imagen 23).



*Imagen 23. Generación de defecto superior en modelo fotoelástico b) Suplementación con injerto superior e implantación de prótesis Lima SMR.*

## 6.1.4 Montaje de transmisión de cargas

### 6.1.4.1 Montaje de carga de gravedad en abducción de 90°

Se trata de un modelo físico simplificado, no se representan todas las fuerzas musculares implicadas en la abducción a 90°. Se utilizan tres cargas de músculos agonistas (deltoides, supraespinoso y subescapular). El deltoides y el supraespinoso son los músculos que tienen una mayor participación en la abducción del brazo y el subescapular es necesario para la estabilización del montaje (Figura 6).

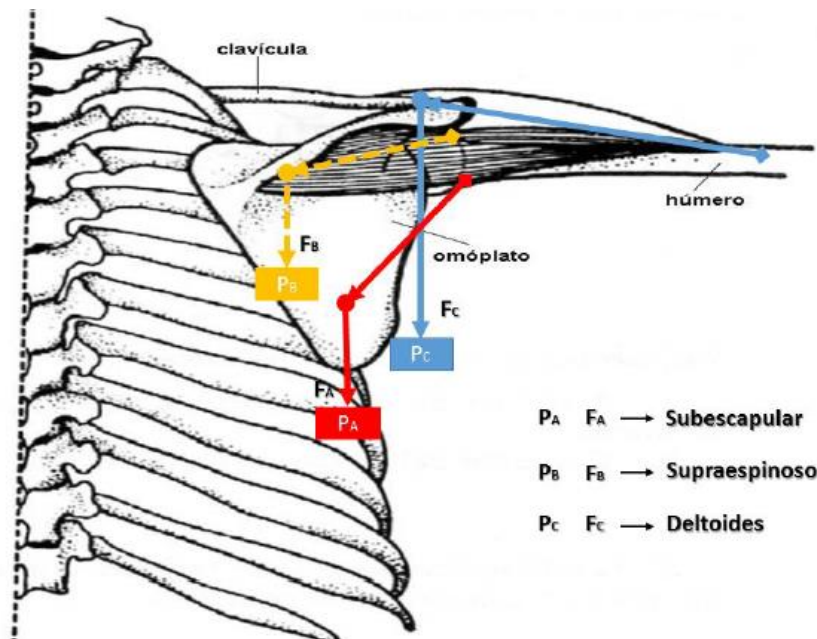
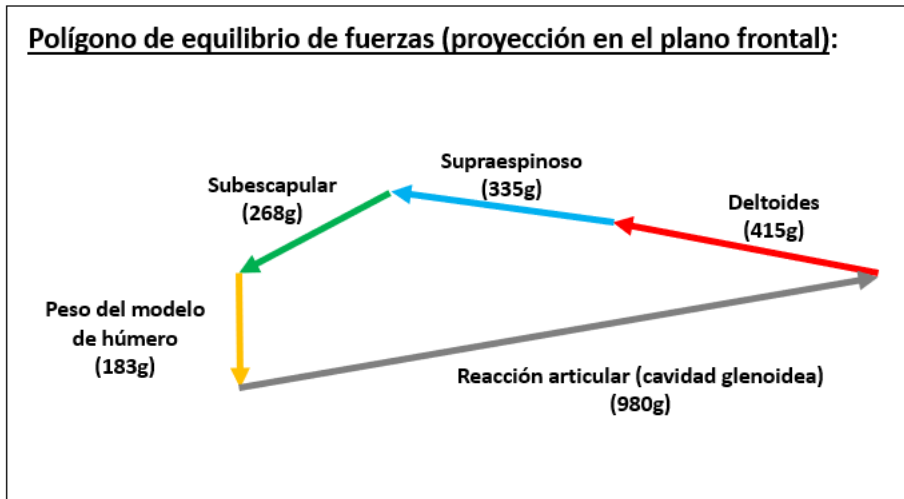


Figura 6. Modelo de fuerzas musculares que intervienen en el equilibrio a 90°(113).

Para calcular las cargas se emplearon los resultados de los experimentos en posición de equilibrio del estudio cinemático de Almeida et al donde se obtuvieron los siguientes resultados (126) (Tabla 7) (Figura 7).

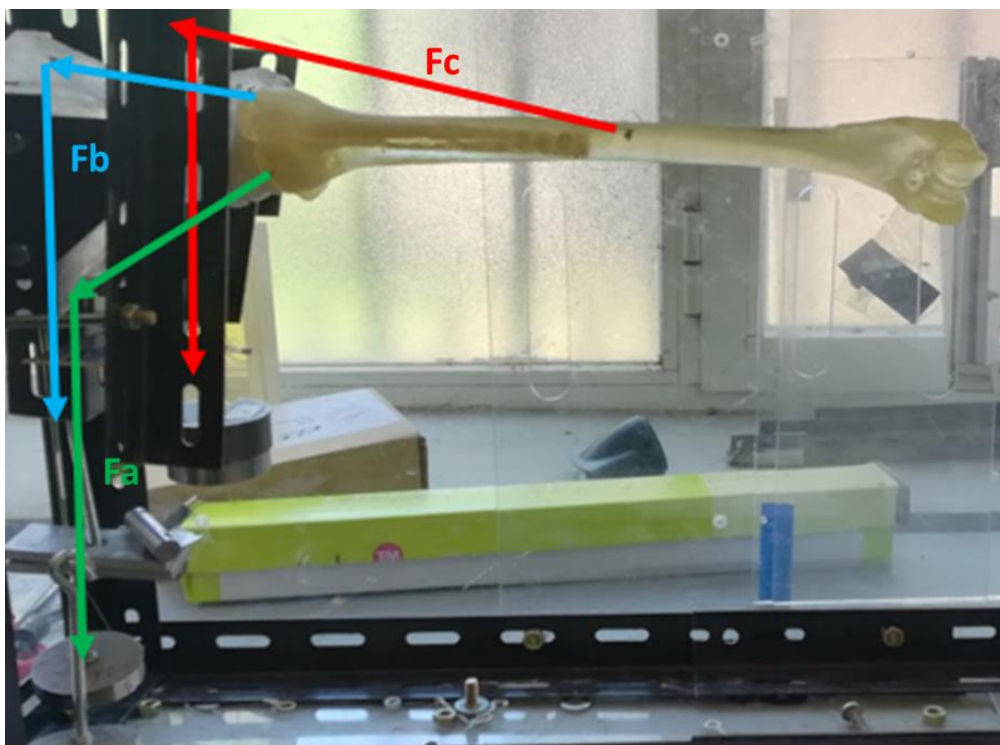
Músculo	Fuerza (N)	Peso (g)
Deltoides (C)	4,067±0,346	415±33,630
Supraespinoso (B)	3,283±0,262	335±25,525
Subescapular (A)	2,625±0,789	268±76,717

Tabla 7. Cálculo de fuerzas



*Figura 7. Polígono de equilibrio de fuerzas en plano frontal*

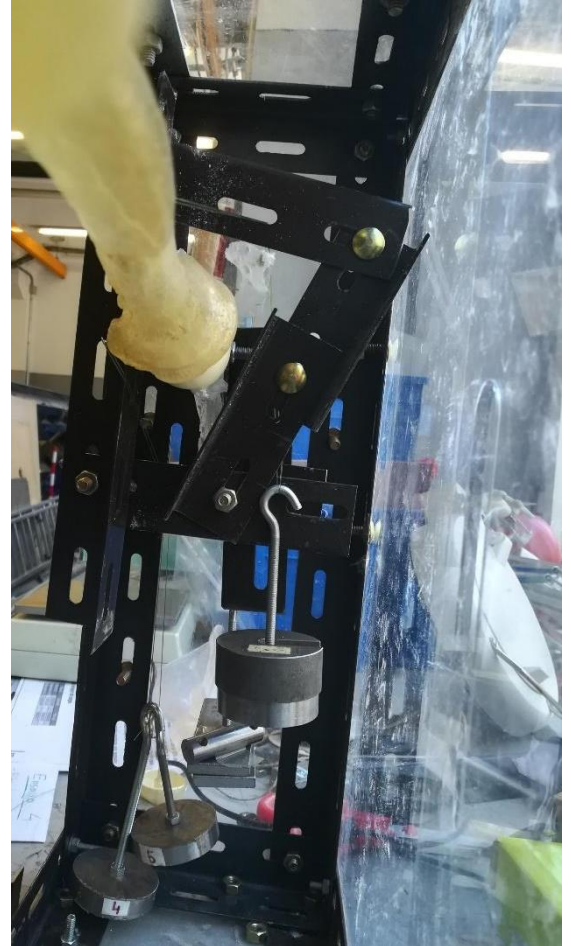
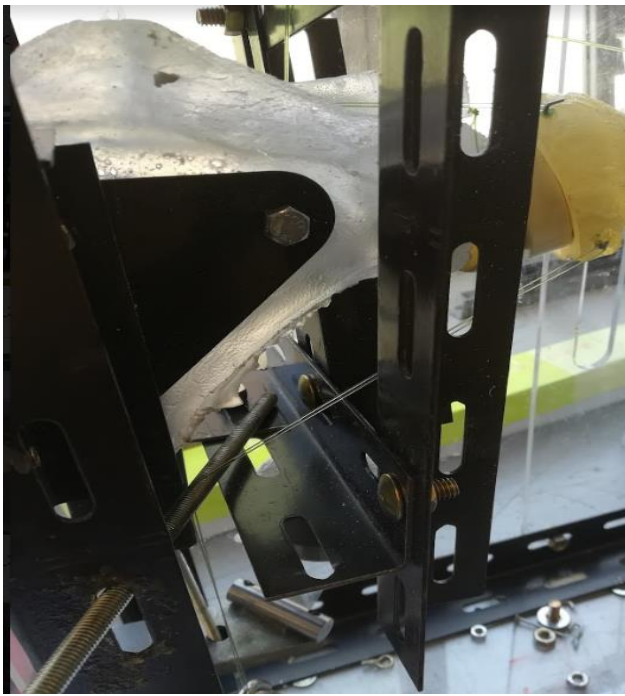
El modelo se construye con las réplicas óseas de húmero y escápula sobre las que se han implantado réplicas protésicas según la técnica descrita en el apartado 6.1.2. Se realizan perforaciones en los puntos de las réplicas óseas donde se aplicarán las fuerzas. En dichas perforaciones, se colocan anclajes que permiten guiar las cargas conservando el ángulo de inclinación necesario para simular la acción de los músculos de la articulación del hombro (Imagen 24).



*Imagen 24. Montaje en equilibrio de abducción a 90°. Fa: vector de fuerza de músculo subescapular. Fb: vector de fuerza músculo supraespinoso. Fc: vector de fuerza de músculo deltoides.*

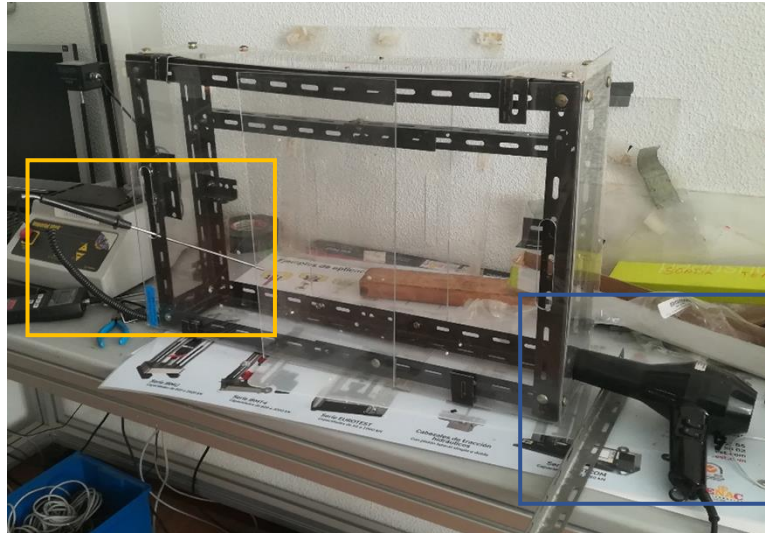
### 6.1.5 Ensayo y tratamiento térmico

La réplica de la escápula se confina entre dos placas metálicas mediante tornillos y tuercas y se ensambla a la estructura de la cámara isoterma (Imagen 25). La cámara isoterma está formada por cuatro paneles de metacrilato transparente sobre una estructura de regletas metálicas que permite la conservación de la temperatura. La fijación de la escápula es necesaria debido a la baja rigidez de la resina epoxy.



*Imagen 25. Estructura de ensamblaje de la escápula en la cámara isoterma*

A continuación, se eleva la temperatura en el interior de la cámara isoterma a través de una fuente de calor externa con el objetivo de alcanzar 60°C, la temperatura de transición vítrea de la resina epoxy. Al alcanzar dicha temperatura se rompen los enlaces covalentes secundarios del material, este hecho provoca la deformación elástica de los enlaces primarios. La temperatura en el interior de la cámara isoterma se controla a través de una sonda (Imagen 26).



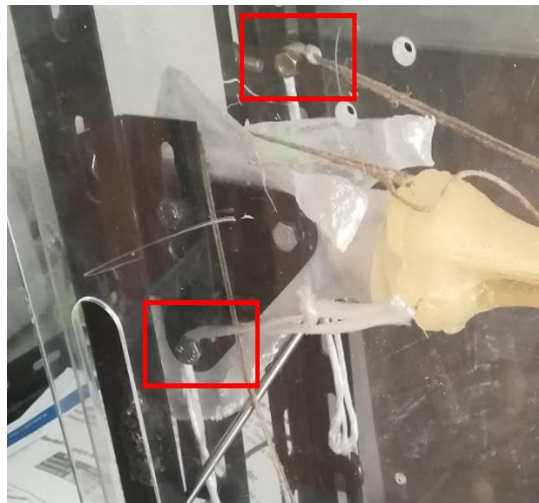
*Imagen 26. Cámara isoterma. En el recuadro de la izquierda: Sonda de temperatura. En el recuadro azul de la derecha fuente de calor.*

No obstante, durante los primeros ensayos a temperaturas de trabajo superiores a los 45°C se observaban deformaciones en el material. Cuando la temperatura ascendía por encima de los 55°C el montaje colapsaba debido a que los anclajes incrustados en la escápula encargados de guiar las cargas se desprendían o agrietaban el material del modelo (Imagen 27).



*Imagen 27. Colapso de anclajes de cargas musculares*

Para solucionarlo fue necesario guiar las cargas a través de la estructura de la cámara isoterma conservando el ángulo de inclinación de las cuerdas que simulaban los músculos de la articulación del hombro (Imagen 28). El diseño final permite la inmovilización de la escápula asegurando la repetitividad de los ensayos.

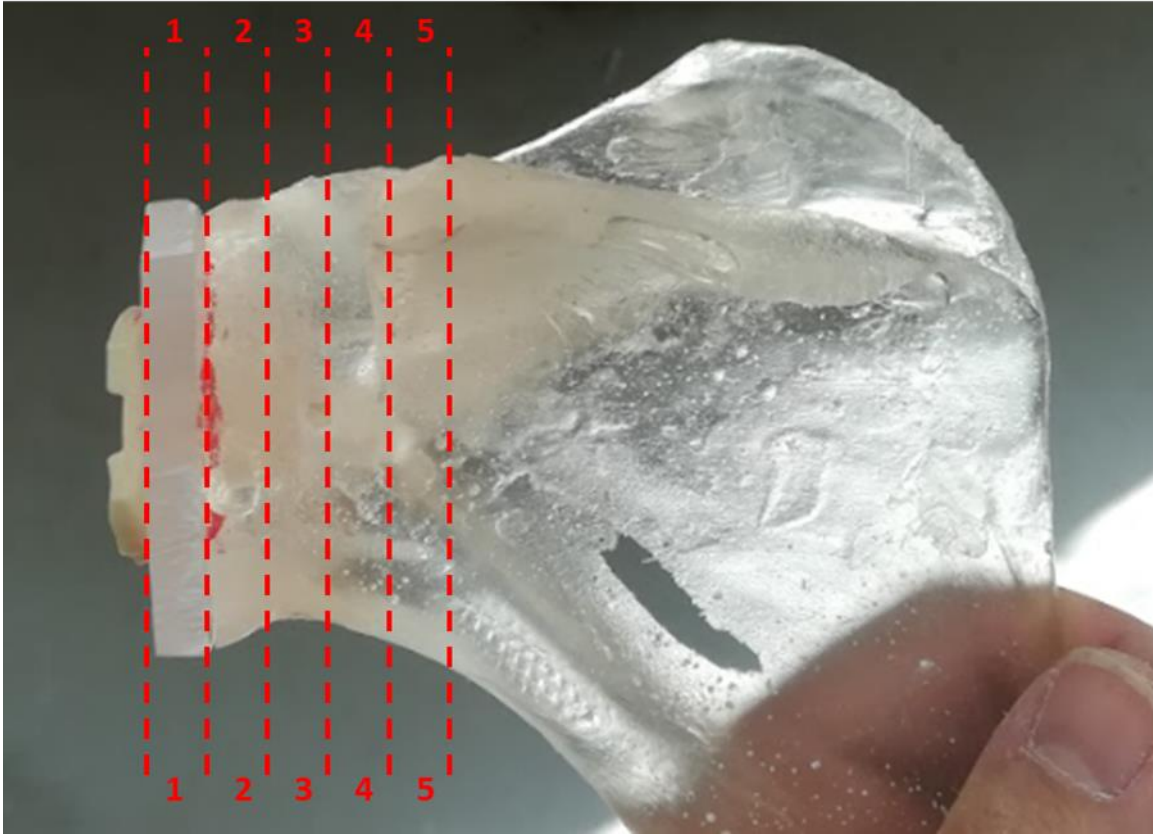


*Imagen 28. Cargas guiadas a través de la estructura de la cámara isoterma*

Una vez alcanzada la temperatura de transición vítrea con un montaje estable, se lleva a cabo un enfriamiento lento de forma que permite la formación de nuevos enlaces secundarios en el material, al formarse de nuevo los enlaces secundarios bloquean los enlaces primarios en la posición en la que se habían deformado con anterioridad.

### 6.1.6 Registro y tratamiento de imágenes

Se planifican 5 secciones transversales de escápula por ensayo incluyendo el aloinjerto. El corte de las secciones se realiza con una sierra de banda con refrigeración por chorro de agua. El espesor medio de las secciones es de 5mm. (Imagen 29)



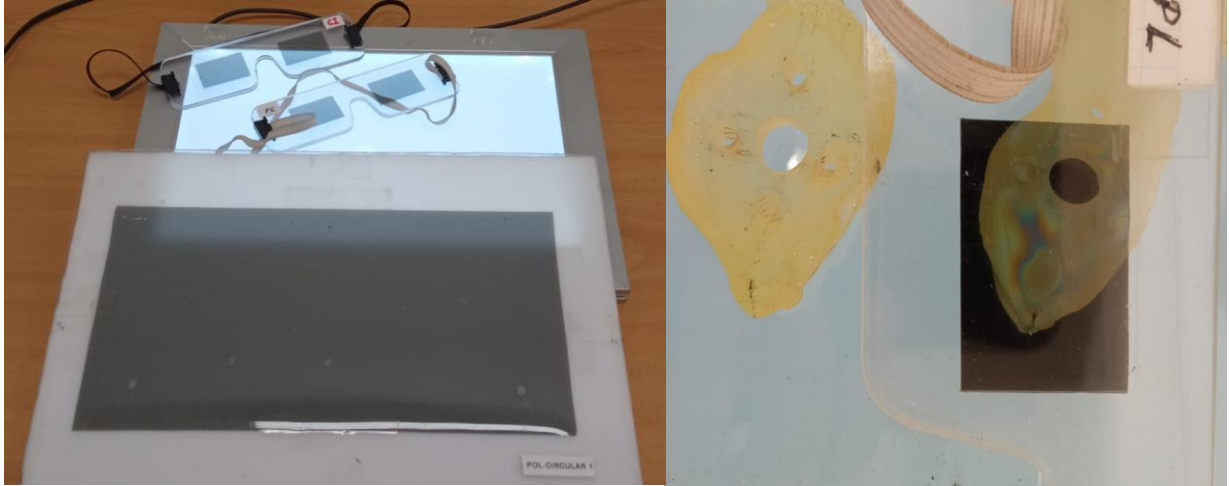
*Imagen 29. Planificación de secciones transversales*

A continuación, se efectúa un pulido de cada sección en paño rotatorio con albúmina hasta conseguir buena transparencia (Imagen 30).



*Imagen 30. Pulido de las piezas*

Finalmente, el modelo se coloca en un polariscopio circular y se visualiza cada sección en un campo de luz blanca polarizada circularmente. El espectro de franjas de isocromáticas resultante se fotografía con una cámara convencional (Imagen 31).



*Imagen 31. Visualización en polariscopio*

## **6.2 Estudio clínico**

Se realizó un estudio retrospectivo de una serie de casos de pacientes intervenidos de un recambio de artroplastia invertida de hombro que precisaron injerto óseo durante la cirugía. Los criterios de inclusión fueron: presentar una evaluación funcional preoperatoria (Constant, ASES y VAS) y un estudio radiográfico completo (radiografía y TC postoperatorio). Los criterios de exclusión fueron tener un seguimiento clínico menor a 5 años. Esta serie proviene de un estudio previo de nuestro grupo publicado en el JSES en 2017 (98) en el que se analizaron los resultados a medio plazo con un seguimiento medio de 2 años de los injertos glenoideos en la artroplastia invertida de hombro primaria y de revisión.

La serie inicial de 2017 estaba formada por 11 pacientes con artroplastia de revisión. Se excluyeron del estudio 7 pacientes, 4 por pérdida de seguimiento y 3 por fracaso del injerto durante el seguimiento a largo plazo (dos casos de infección y un caso de desimplantación glenoidea). Por tanto, se identificaron un total de 4 pacientes que fueron intervenidos de artroplastia invertida de revisión con injerto glenoideo asociado con un seguimiento medio de 7 años. Se realizó una evaluación funcional mediante la escala de Constant, ASES y VAS. Además, se evaluó la flexión, abducción, rotación interna y rotación externa activa, parámetros que fueron medidos mediante el uso de un goniómetro.

Los pacientes fueron evaluados por dos examinadores independientes que no participaron en la intervención quirúrgica. Se utilizó el mismo protocolo que en la evaluación preoperatoria

El estudio radiográfico al que fueron sometidos durante el estudio incluye radiografía anteroposterior y transescapular para analizar la presencia de notching escapular, aflojamiento glenoideo u otra evidencia de fracaso del implante y TC que permite valorar la integración del injerto, lisis alrededor del componente glenoideo y los tornillos que sustentan la metaglena. El injerto se considera integrado si existen trabéculas óseas que unen la superficie articular nativa con el injerto en los cortes coronales y axiales del TC.

Las complicaciones fueron registradas durante el seguimiento postoperatorio. Se consideraron complicaciones aquellos eventos que produjeran una modificación clínica o radiográfica lo suficientemente significativa como para afectar el resultado final.

### **Técnica quirúrgica**

La totalidad de los pacientes fueron intervenidos por el mismo cirujano mediante un abordaje deltopectoral. En el 100% de los casos se utilizó aloinjerto congelado (fémur o tibia) en función de la disponibilidad existente en el banco de hueso institucional. Mediante el TC preoperatorio se realizaba una planificación preoperatoria que incluía una estimación del tamaño y localización del defecto. También se realizó una evaluación intraoperatoria del defecto glenoideo según la clasificación de Antuna et al para defectos en cirugía de revisión (83). En 2 pacientes se describió un defecto central (DC) mientras

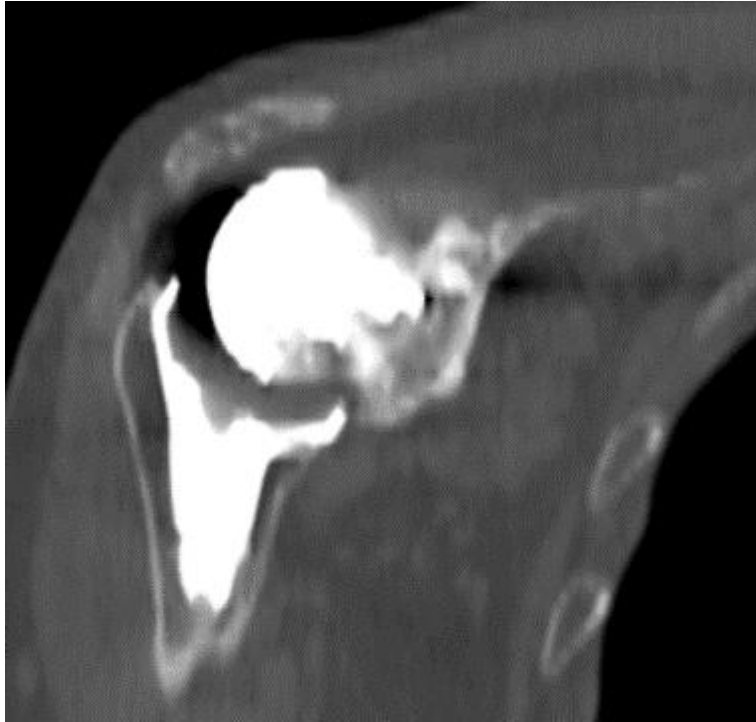
que en 2 pacientes el defecto era periférico de localización superior (DS) (Imágenes 32 y 33).

Se utilizaron dos modelos de prótesis Delta Xtend (DePuy Orthopaedics, Warsaw , IN ,USA) en 2 casos y SMR Modular Shoulder System with Axioma TT Metal Back (Systema Multiplana Randelli, Lima-LTO, Italy) en 2 casos. En el 75% de los casos se realizó un recambio en un tiempo. El único recambio en dos tiempos fue secundario a una infección protésica.

El estudio cumple con los requisitos establecidos en el Real Decreto 1090/2015 y fue aprobado por el comité de ética del hospital. Todos los pacientes incluidos dieron su consentimiento escrito para participar en el estudio.



*Imagen 32. Imagen de TC preoperatorio de paciente con defecto glenoideo central (DC)*



*Imagen 33. Imagen de TC preoperatorio de paciente con defecto glenoideo superior (DS)*

## **7 RESULTADOS**



## **7.1 Análisis e interpretación de resultados de estudio de fotoelasticidad**

Se exponen, a continuación, los resultados obtenidos tras la aplicación de la técnica experimental optomecánica en su variante de congelación de tensiones en 2 dimensiones. Los resultados ilustran de forma cualitativa la distribución de las tensiones presentes en cada modelo: modelo con injerto central con prótesis tipo Delta Xtend, modelo con injerto central con prótesis Lima SMR, modelo con injerto superior con prótesis tipo Delta Xtend, modelo con injerto superior con prótesis Lima SMR.

Se han realizado un total 12 ensayos en una posición simplificada de carga de gravedad de abducción a 90°:

- Seis ensayos en un modelo de defecto central
- Seis ensayos en un modelo de defecto superior.

De los seis ensayos efectuados en cada modelo de defecto, en tres se ha utilizado la prótesis Delta Xtend y en los tres restantes la prótesis Lima SMR. De forma que se han realizado tres ensayos por modelo de prótesis y defecto glenoideo.

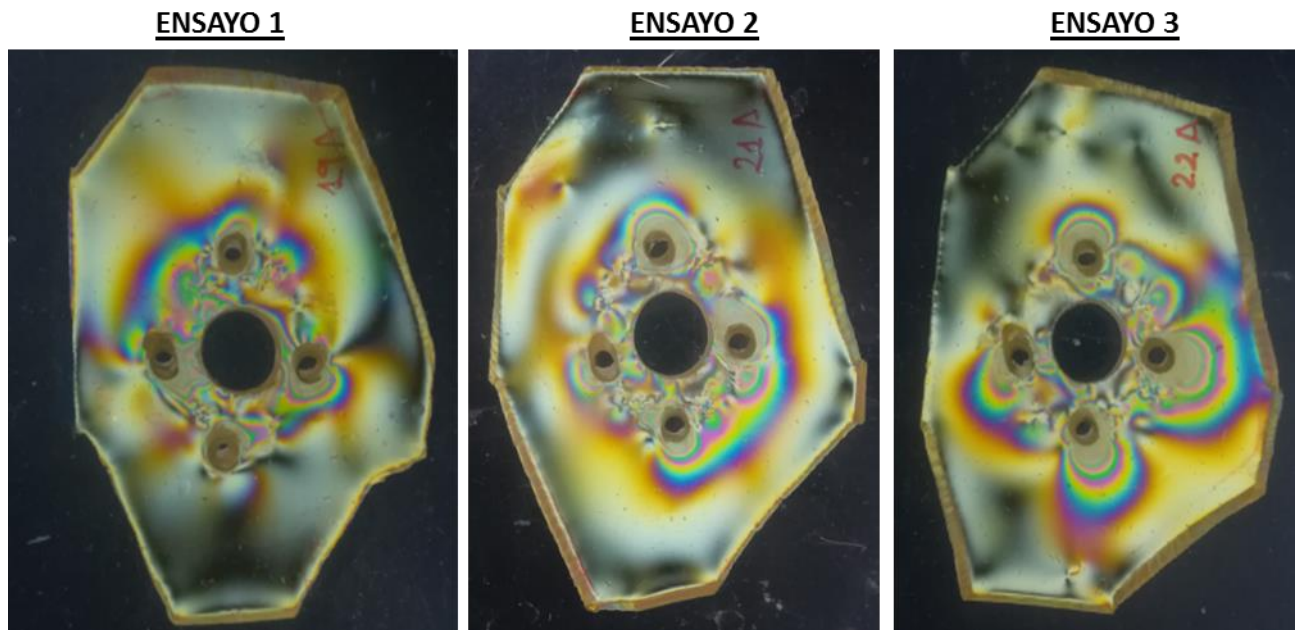
### 7.1.1 Ensayos de carga de gravedad en abducción a 90°. Modelo con injerto para el defecto central

El modelo presenta un análisis cualitativo de la distribución de tensiones existente en la superficie articular glenoidea en la que se ha generado un defecto central, así como en el injerto que se utiliza para suplir el defecto, estando el hombro en una posición de 90° de abducción. Se lleva a cabo un análisis de fotoelasticidad en 2D de las secciones de la superficie articular glenoidea y el injerto.

#### 7.1.1.1 Modelo de prótesis Delta Xtend

##### - Análisis injerto central

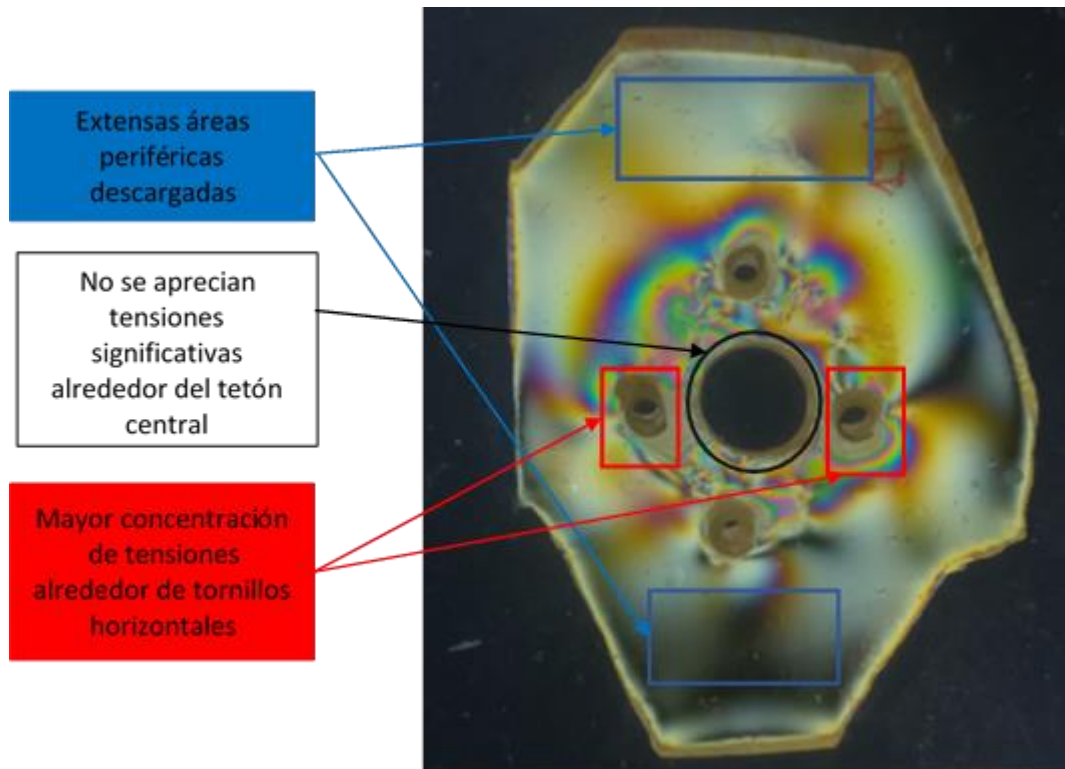
En las tres secciones existen concentraciones de tensiones alrededor de los tornillos. Son tensiones de montaje que garantizan el anclaje del injerto. Se observan extensas áreas periféricas descargadas. No se aprecian tensiones significativas de contacto en el contorno del tetón central. Las tensiones debidas a la carga transmitida por la cabeza humeral son muy inferiores y se superponen a las de anclaje. Sin embargo, cabe destacar la poca reproductibilidad entre los distintos ensayos (Imagen 34).



*Imagen 34. Secciones de injerto central correspondientes a Ensayos 1,2 y 3 de modelo prótesico Delta Xtend.*

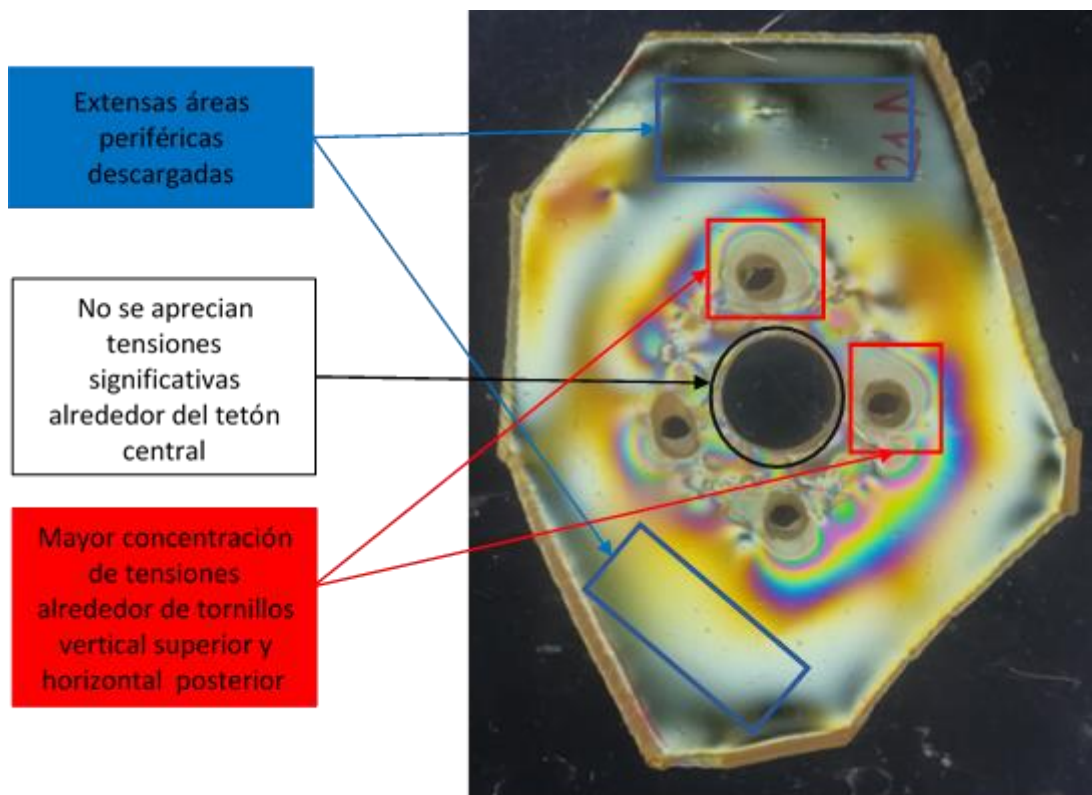
A continuación, se procede al análisis por separado de las secciones de los injertos de los tres ensayos.

En la Imagen 35 se aprecia un reparto heterogéneo de las tensiones, presentando mayor concentración a nivel de los tornillos horizontales, sin apreciarse tensiones alrededor del tetón central. En las áreas periféricas del injerto no se registraron tensiones.



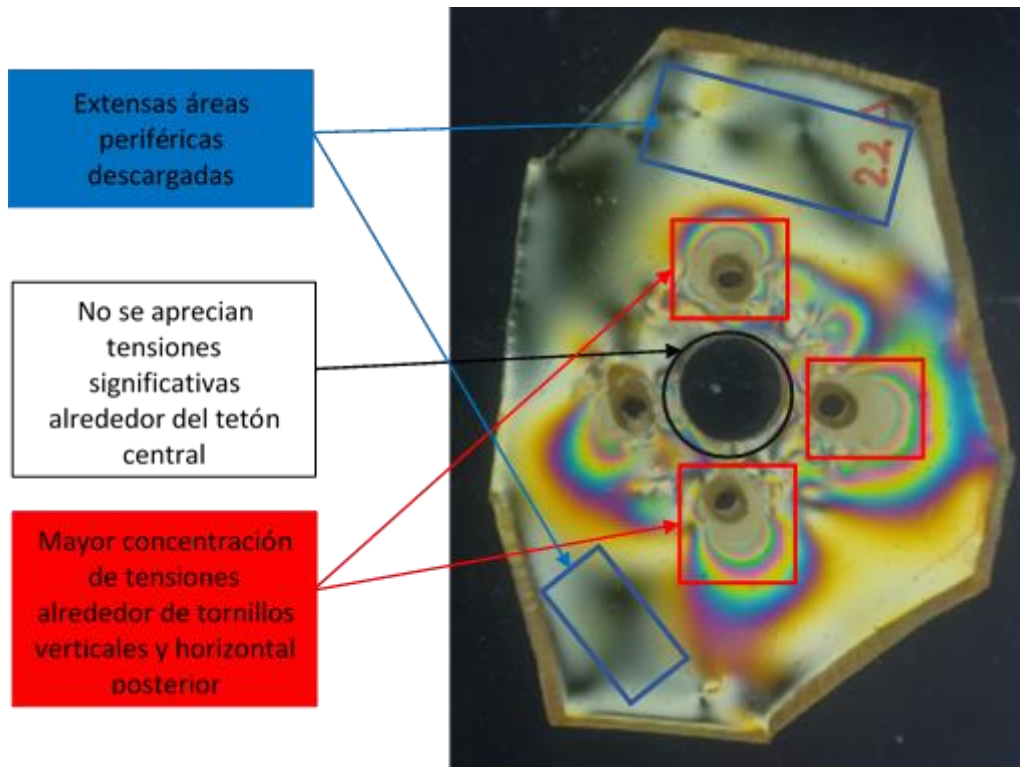
*Imagen 35. Sección injerto central Ensayo 1 modelo Delta Xtend*

En la Imagen 36 se observa una mayor concentración de tensiones en el tornillo superior y en el tornillo horizontal posterior. El tetón central no transmite carga. A nivel periférico también se observan extensas áreas descargadas.



*Imagen 36. Sección injerto central Ensayo 2 modelo protésico Delta Xtend*

En la imagen 37 se aprecia una mayor concentración de tensiones alrededor de los tornillos verticales y del tornillo horizontal posterior, no se aprecian tensiones significativas alrededor del tetón central. En la periferia existen amplias zonas sin carga.



*Imagen 37. Sección injerto central Ensayo 3 modelo protésico Delta Xtend*

### -Análisis cavidad glenoidea

En la Imagen 38 se recogen las cinco secciones realizadas sobre la cavidad glenoidea de cada uno de los tres ensayos con defecto central expuestos con anterioridad. Se observan tensiones de anclaje distribuidas de forma irregular en toda la longitud de los tornillos. En las secciones del Ensayo 1, se observa una menor concentración de tensiones en torno al orificio del tornillo superior en comparación con el resto de los tornillos. Este fenómeno es especialmente notable en la sección 2 la cual presenta niveles bajos de tensión en el tornillo superior y lateral izquierdo, así como contacto local con el injerto en el borde inferior (Imagen 39). Se aprecian ocasionales tensiones de contacto en el taladro central. Se aprecia una mayor similitud en la distribución de tensiones en los ensayos 2 y 3 siendo ligeramente superiores las tensiones soportadas por los tornillos verticales (Imagen 41).

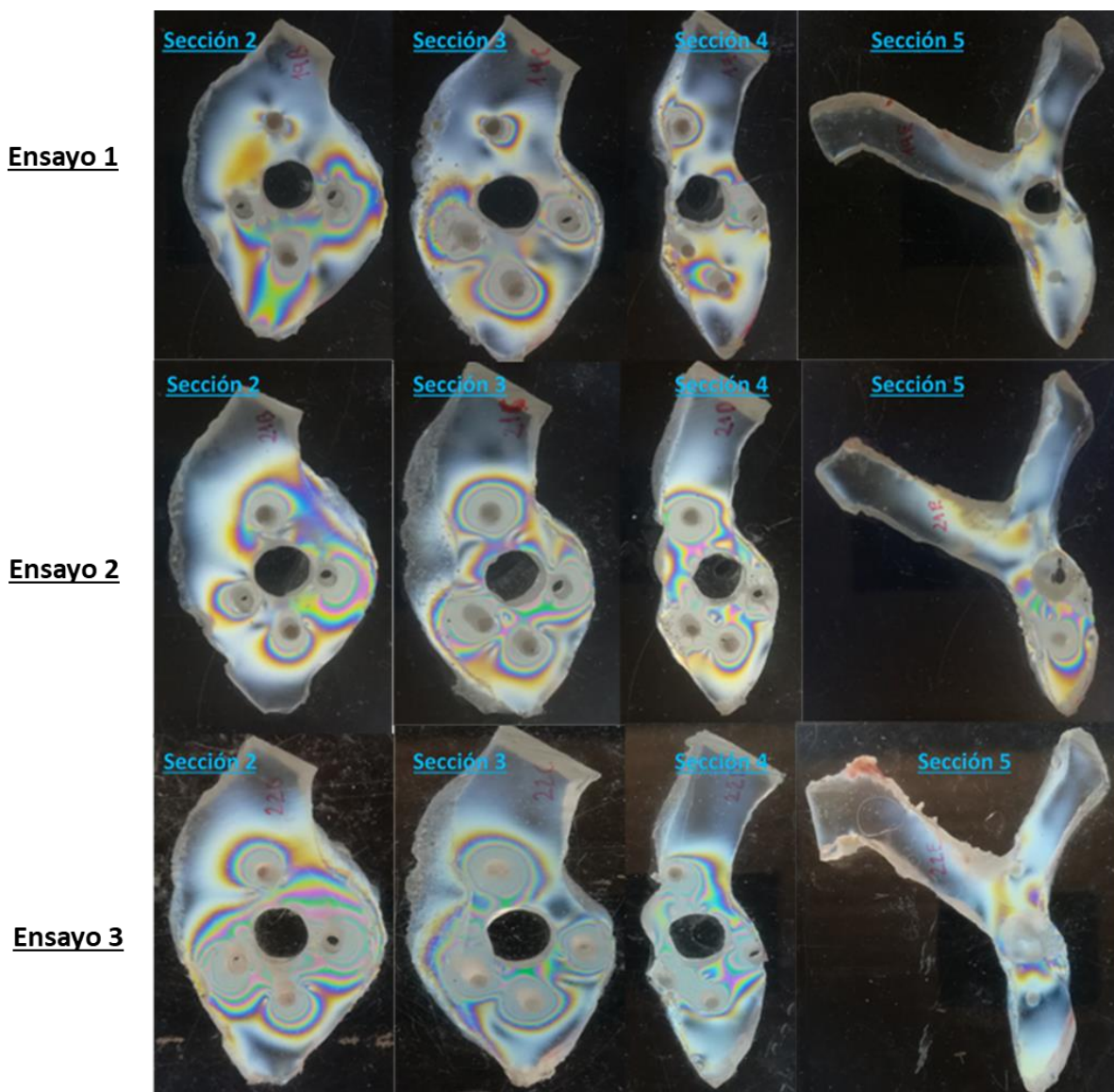
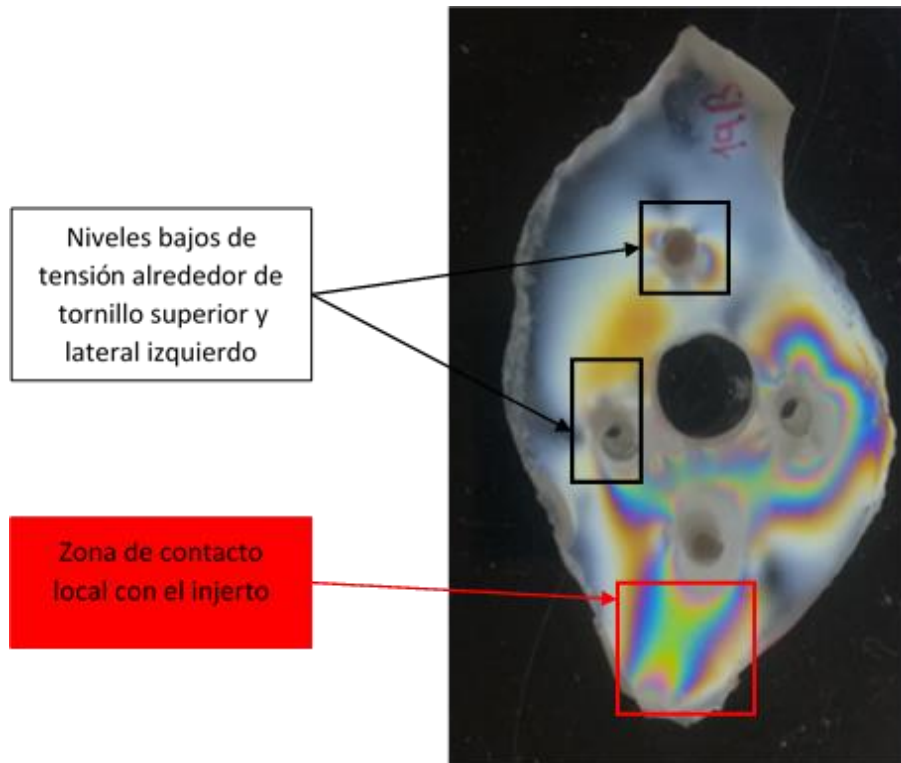


Imagen 38. Secciones de cavidad glenoidea en modelo de injerto central con prótesis modelo Delta Xtend

En la Imagen 39 se aprecia mayor concentración de tensiones en torno al tornillo lateral posterior y al tornillo inferior. En la zona inferior de la sección se evidencia una zona de contacto local con el injerto. Las zonas periféricas superiores se encuentran descargadas.

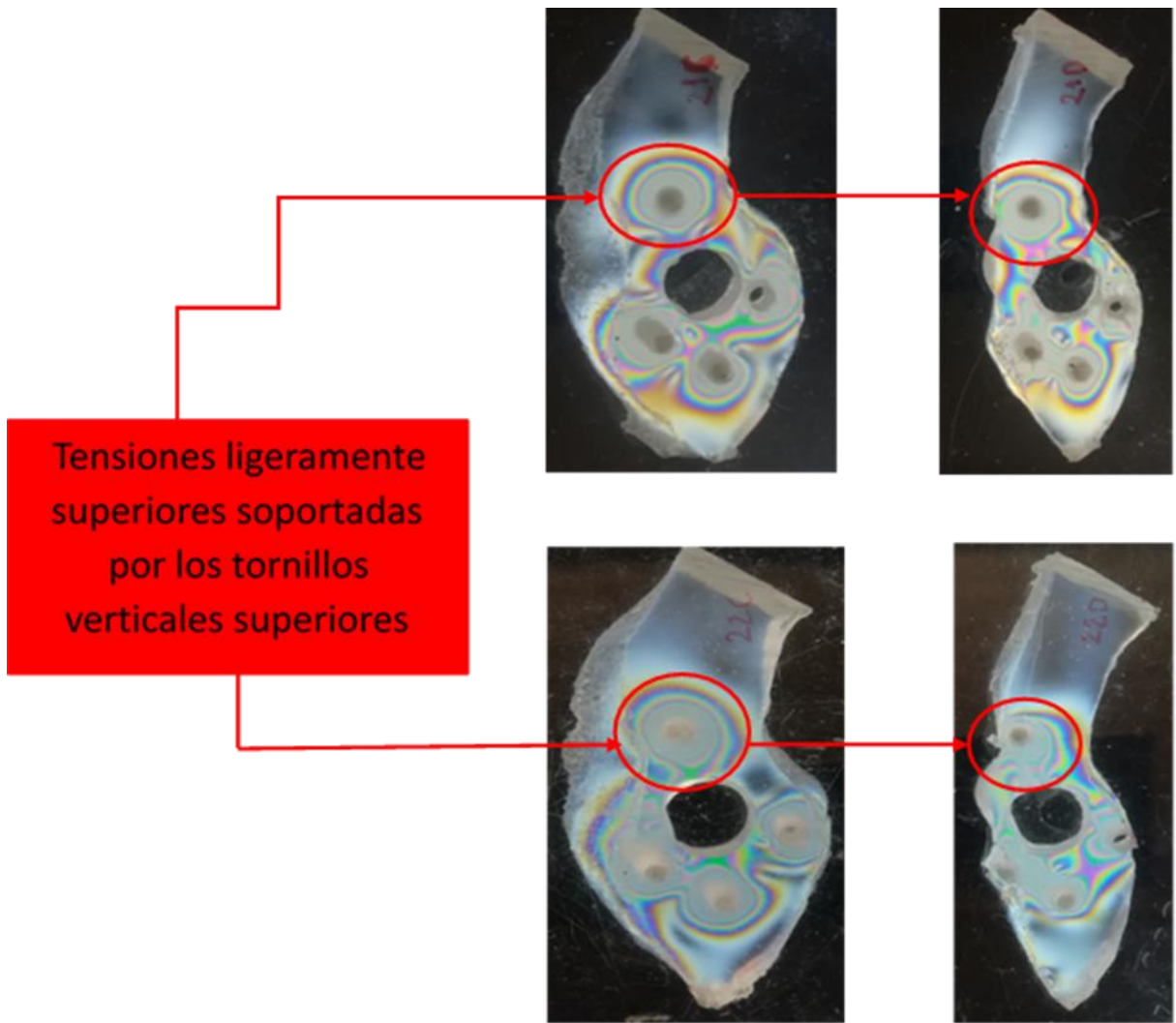


*Imagen 39. Sección 2 de cavidad glenoidea de Ensayo 1 de defecto central prótesis Delta Xtend*

En las secciones 5 los extremos de los tornillos laterales se encuentran al nivel del contorno del modelo (Imagen 40).



*Imagen 40. Sección 5 de Ensayos 1, 2 y 3 con defecto central de prótesis Delta Xtend*

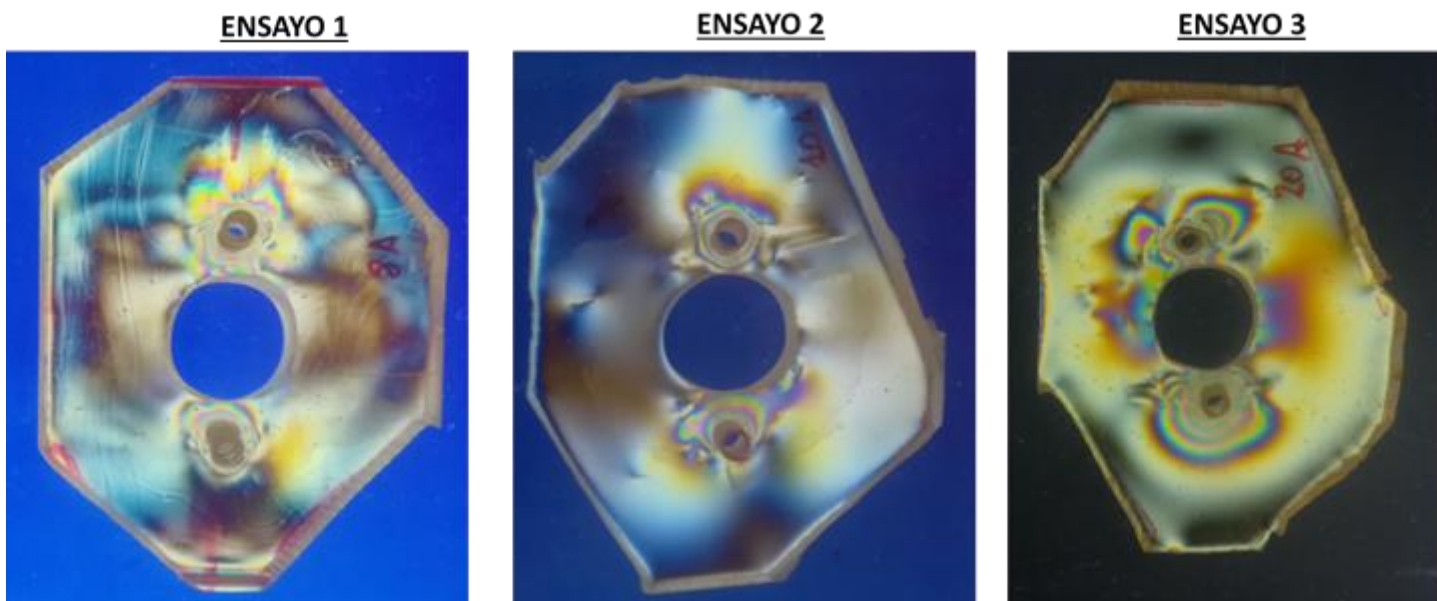


*Imagen 41. Secciones 2 y 3 de ensayos 2 y 3. Las imágenes de la fila superior corresponden a las secciones 2 y 3 del ensayo 2. Las imágenes de la fila inferior corresponden a las secciones 2 y 3 del ensayo 3.*

### 7.1.1.2 Modelo de prótesis Lima SMR

#### -Análisis injerto central

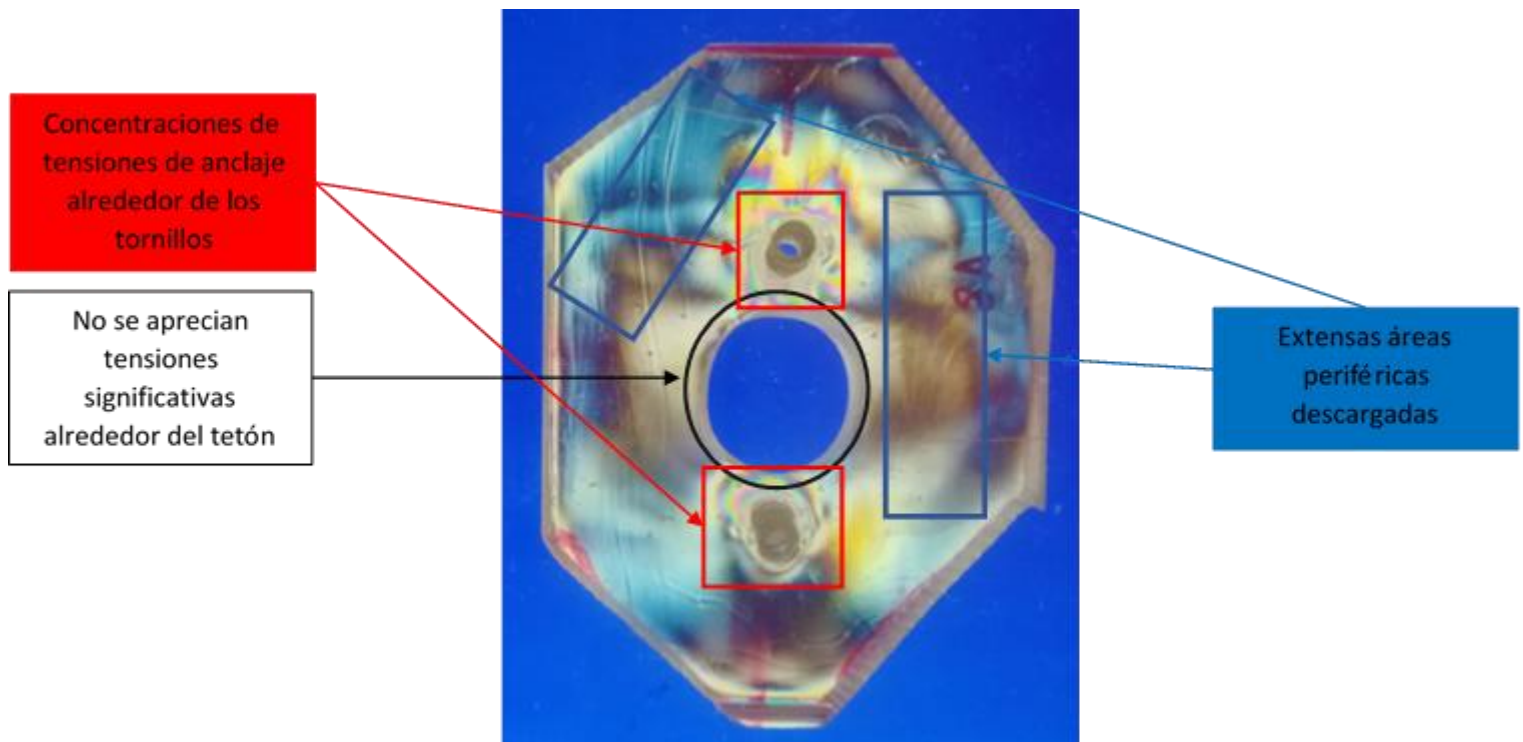
En la Imagen 42 se observan concentraciones de tensiones de anclaje alrededor de los tornillos presentando tensiones claramente superiores en el Ensayo 3. En los ensayos 1 y 2 no se aprecian tensiones en torno al vástago central. Sin embargo, en el Ensayo 3 aparecen ligeras tensiones de contacto en los bordes izquierdos y derechos del taladro central. Se aprecian extensas áreas descargadas en la periferia del injerto. El injerto queda con un grado de anclaje inferior al que se obtiene con la Prótesis Delta Xtend.



*Imagen 42. Secciones de injerto central de Ensayos 1, 2 y 3 con el modelo protésico Lima SMR*

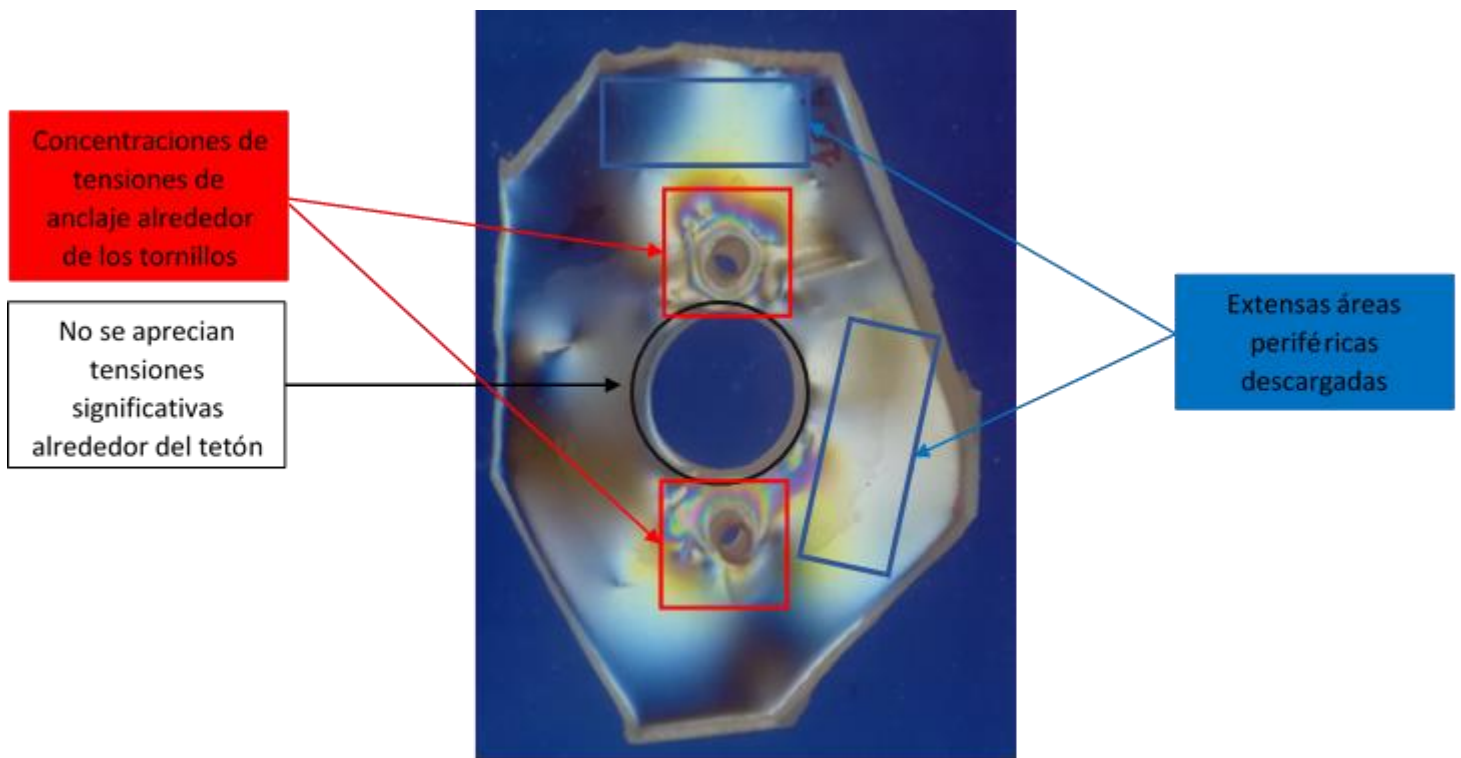
A continuación, se procede al análisis por separado de las secciones de los injertos de los tres Ensayos.

En la Imagen 43 las líneas de tensión se concentran en torno a los tornillos superior e inferior sin apreciarse tensiones en torno al tetón central. En cuanto al tornillo inferior, existe una tendencia a presentar una mayor cantidad de líneas de tensión en la mitad superior de la circunferencia. Se evidencian extensas áreas carentes de carga en la periferia de la sección.



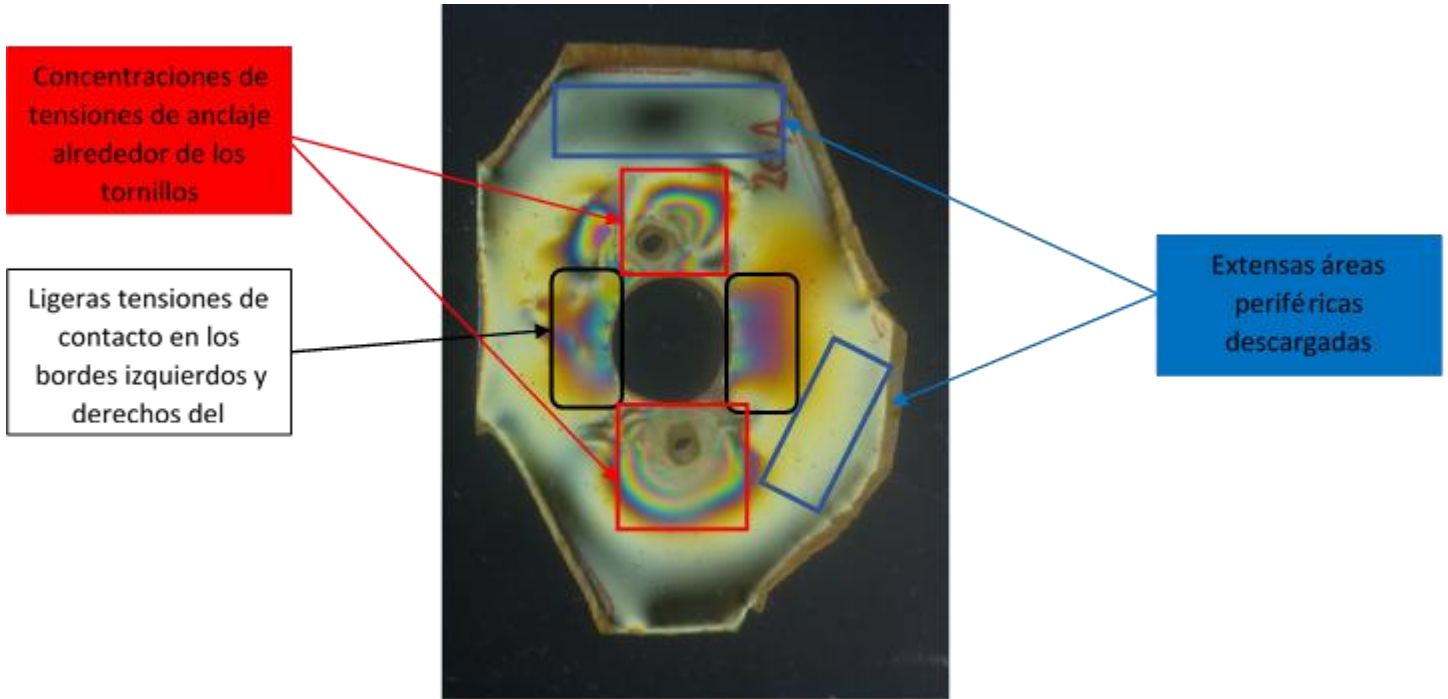
*Imagen 43. Sección de injerto central Ensayo 1 modelo protésico Lima SMR.*

En la Imagen 44 se aprecia que las tensiones de anclaje se distribuyen alrededor de los orificios correspondientes a los tornillos superior e inferior presentando este último una mayor concentración de tensiones en su mitad superior. No se aprecian tensiones significativas en torno al tetón central. En la periferia se aprecian extensas áreas descargadas.



*Imagen 44. Sección de injerto central Ensayo 2 modelo protésico Lima SMR.*

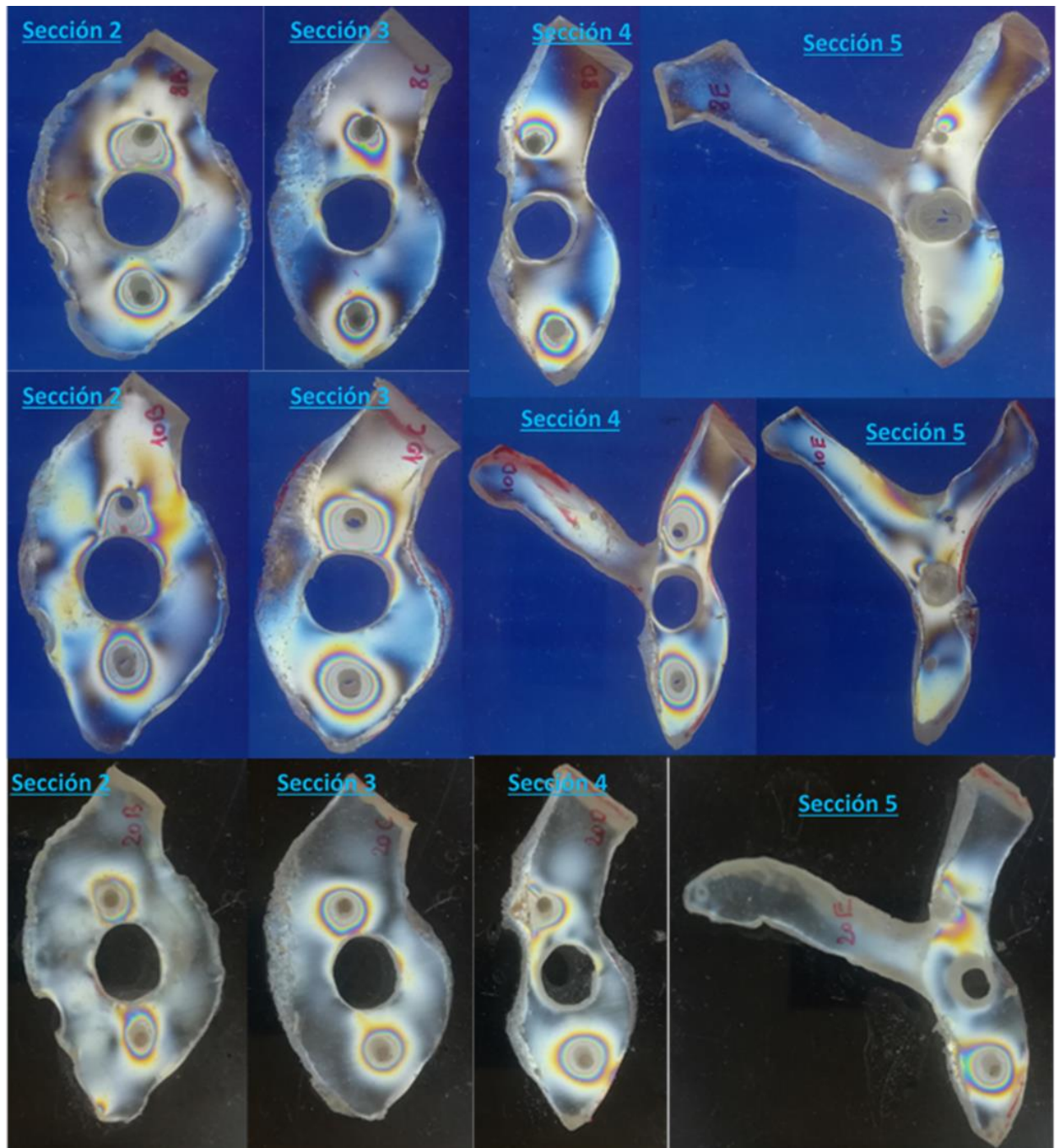
En la Imagen 45 las líneas de tensión se concentran en torno a los tornillos superior e inferior. Se aprecian ligeras tensiones alrededor del tetón central en los bordes izquierdo y derecho. La zona periférica del injerto muestra extensas áreas sin carga.



*Imagen 45. Sección de injerto central Ensayo 3 modelo protésico Lima SMR.*

### -Análisis cavidad glenoidea

En la Imagen 46 se recogen las cinco secciones realizadas sobre la cavidad glenoidea de los ensayos de defecto central con prótesis Lima SMR. Se observan tensiones de anclaje distribuidas de forma irregular en toda la longitud de los tornillos. En los Ensayos 1 y 2, la presión del tornillo pasa progresivamente de estar dirigida hacia abajo (Secciones 2 y 3) a hacia arriba (Secciones 4 y 5). Las tensiones de anclaje son claramente inferiores respecto a las de la Prótesis Delta Xtend. No hay tensiones de contacto en el taladro central (Imagen 47).



*Imagen 46. Secciones de cavidad glenoidea de modelo de defecto central con implantación de prótesis Lima SMR*

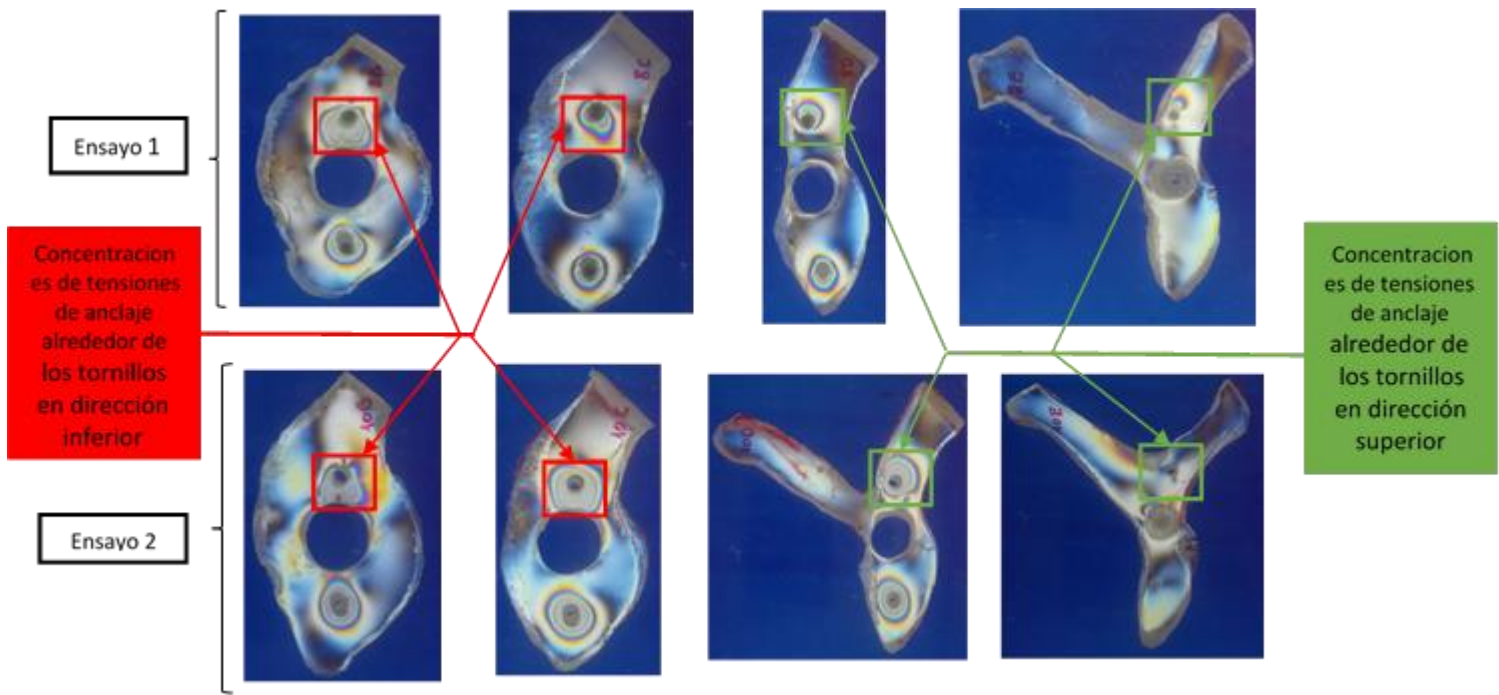


Imagen 47. Comparativa de secciones 2 y 3 (a la izquierda de la imagen) de Ensayos 1 y 2 con respecto a secciones 4 y 5 de Ensayos 1 y 2 (a la derecha de la imagen)

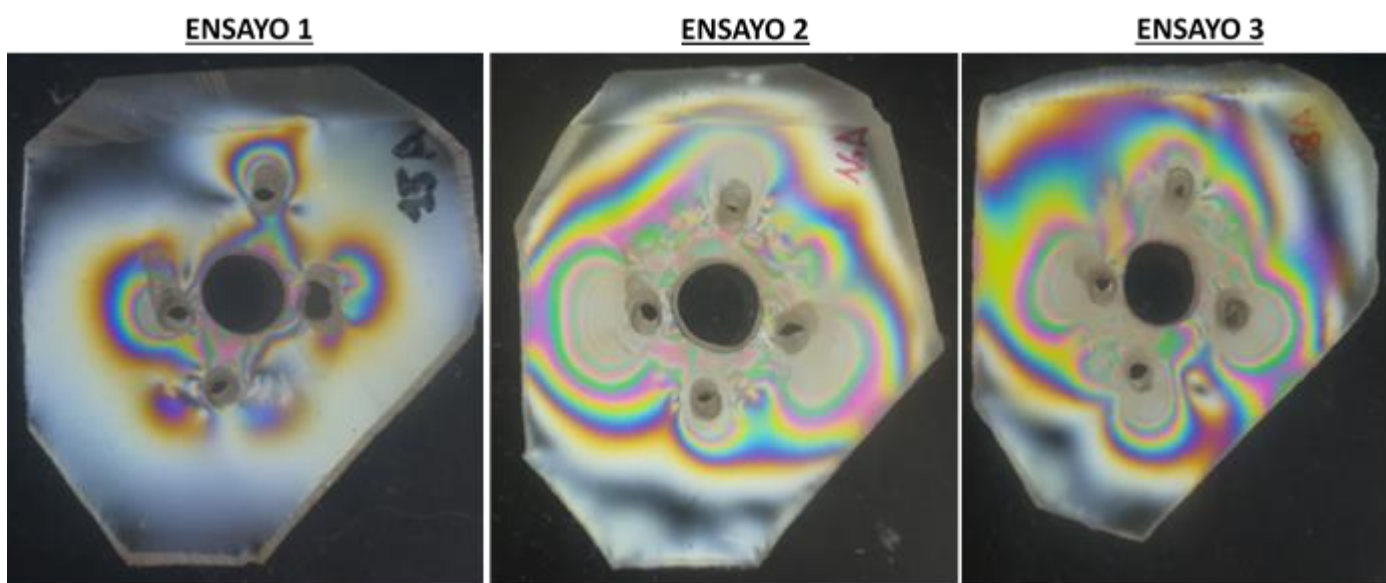
## 7.1.2 Ensayos de carga de gravedad en abducción a 90°. Modelo con injerto para el defecto superior

El modelo presenta un análisis cualitativo de la distribución de tensiones existente en la superficie articular glenoidea en la que se ha generado un defecto superior, así como en el injerto que se utiliza para suplir el defecto, estando el hombro en una posición de 90° de abducción. Se lleva a cabo un análisis de fotoelasticidad en 2D de las secciones de la superficie articular glenoidea y el injerto

### 7.1.2.1 Modelo de prótesis Delta Xtend

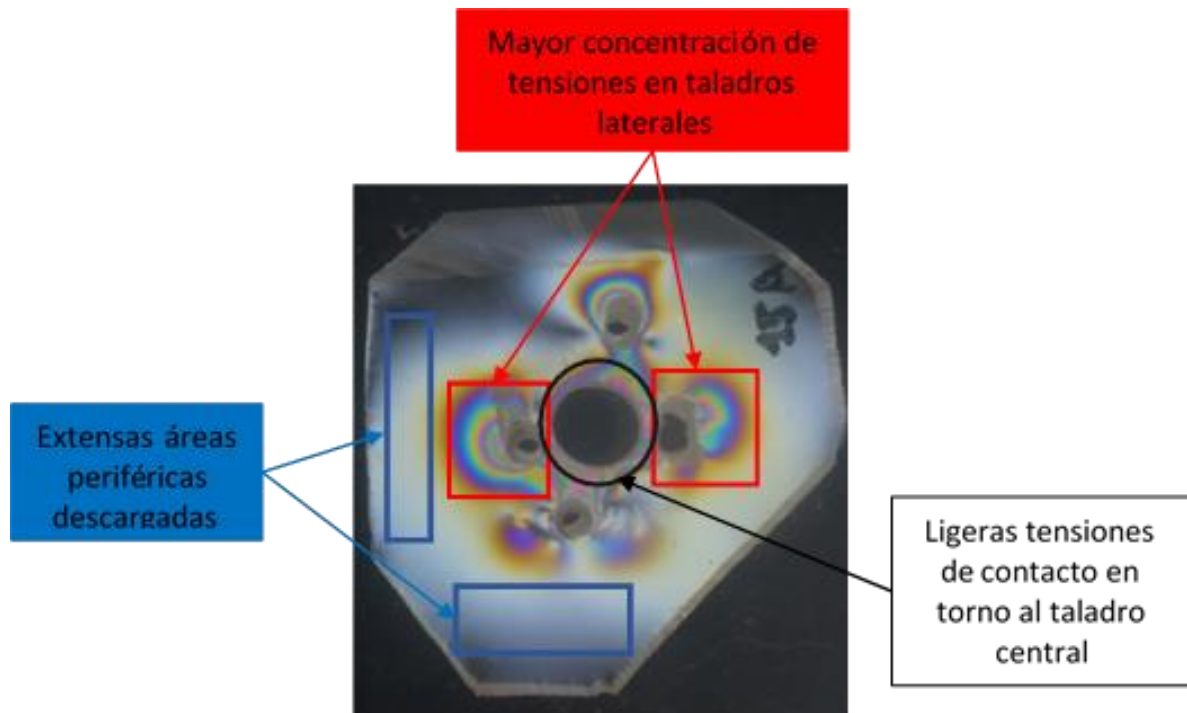
-Análisis injerto

En la Imagen 48 se exponen los resultados del análisis fotoelástico del modelo de injerto superior con prótesis Delta Xtend. Se aprecia una gran diferencia de tensiones de anclaje entre el Ensayo 1 y los Ensayos 2 y 3. Se debe a que la orientación de los tornillos es más oblicua en los modelos de los Ensayos 2 y 3. Las tensiones más importantes se concentran en los tornillos laterales (Imagen 48). En los injertos de los Ensayos 2 y 3 se aprecia una menor superficie periférica descargada. En el Ensayo 1 se aprecian tensiones en torno al tetón central en su zona superior que no aparecen en los Ensayos 2 y 3.



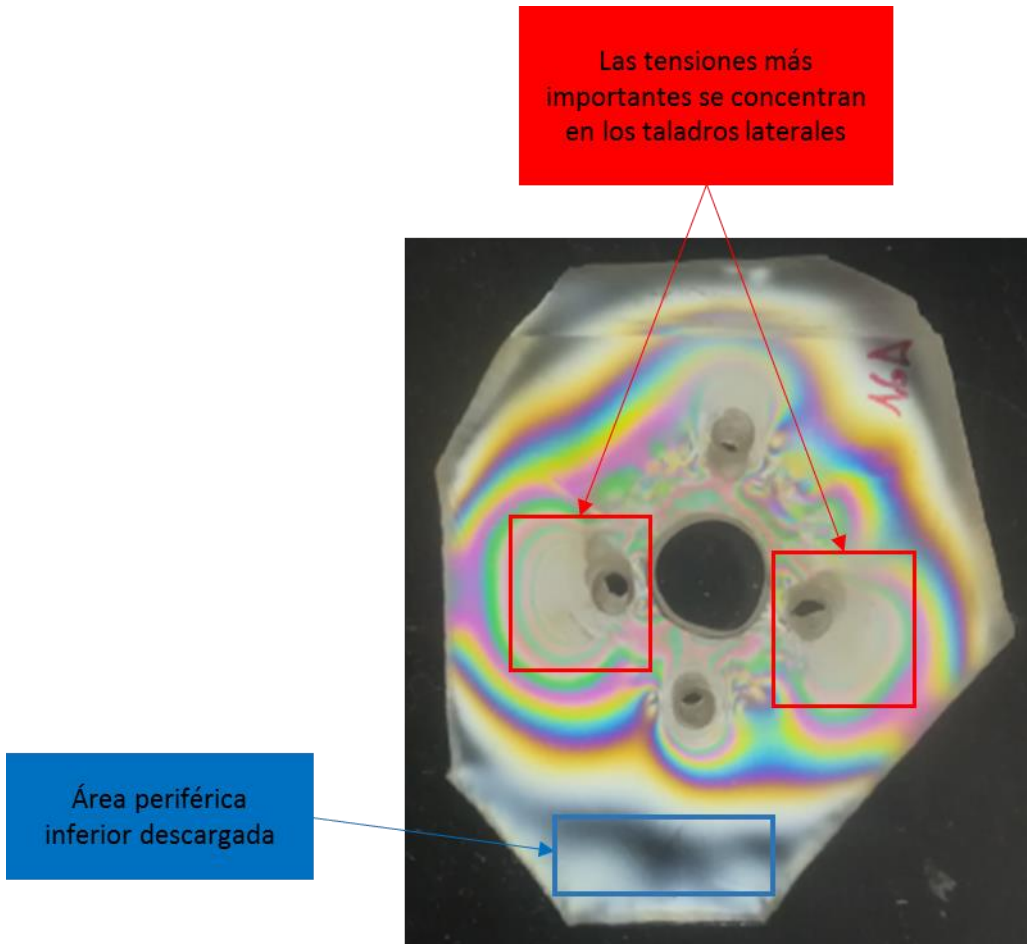
*Imagen 48. Secciones de injerto superior de Ensayos 1, 2 y 3 con modelo protésico Delta Xtend*

En la Imagen 49 alrededor de los tornillos laterales se aprecia una mayor concentración de tensiones, especialmente en el tornillo lateral anterior. En torno a la región superior del taladro central existen zonas de contacto local. En la periferia, el injerto presenta extensas áreas sin carga.



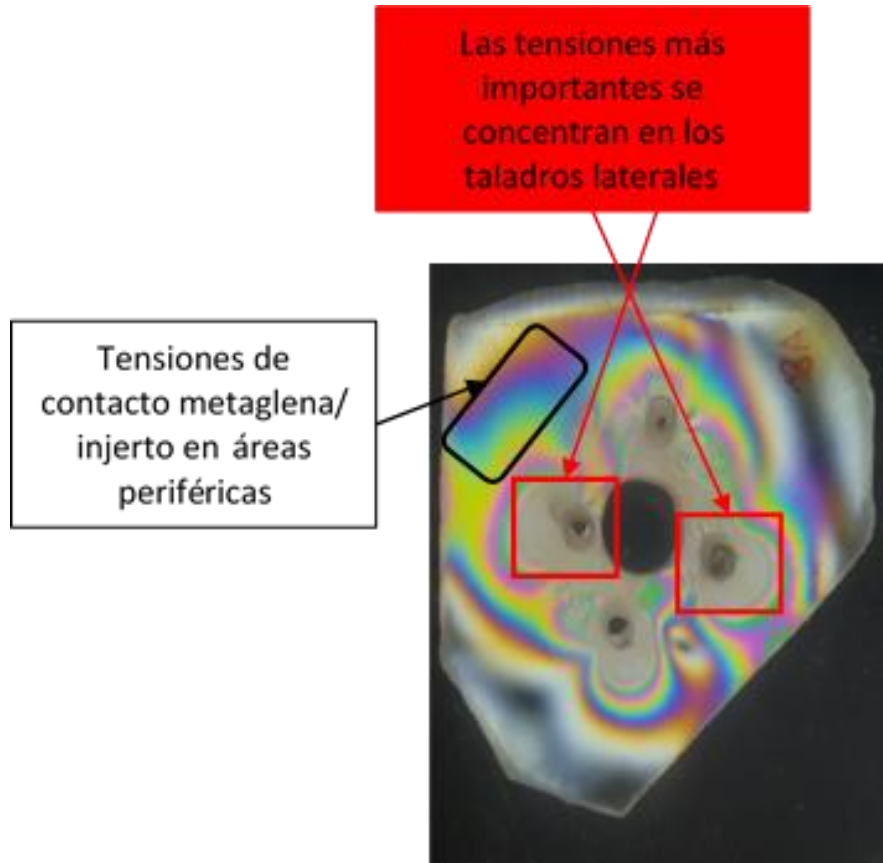
*Imagen 49. Sección de injerto superior de Ensayo 1 con modelo protésico Delta Xtend*

La Imagen 50 muestra una distribución homogénea de tensiones de anclaje en torno a los tornillos, presentando concentraciones de mayor entidad en torno a los tornillos laterales. A nivel inferior se aprecia un área sin carga tensional.



*Imagen 50. Secciones de injerto superior de Ensayos 2 con modelo protésico Delta Xtend*

En la Imagen 51 se aprecia la concentración de tensiones en torno a los tornillos siendo de mayor entidad a nivel de los tornillos laterales. En el margen superoanterior se aprecian un área de contacto entre la metaglena y el injerto. Las áreas periféricas inferior y posterosuperior se encuentran descargadas.



*Imagen 51. Sección injerto superior Ensayo 3 con modelo protésico Delta Xtend*

-Análisis cavidad glenoidea

En la Imagen 52 se recogen las imágenes del estudio fotoelástico sobre las cinco secciones realizadas sobre la cavidad glenoidea con defecto superior y prótesis Delta Xtend. Se observan notables irregularidades en la orientación de los tornillos. Por ejemplo, en el modelo del Ensayo 1, los tornillos laterales giran en sentido antihorario al profundizar. Aparecen ligeras tensiones de contacto en el taladro central que se localizan en las cercanías del tornillo con menores niveles de tensión de anclaje (Imagen 53). Se aprecia una distribución heterogénea de las tensiones alrededor de los tornillos entre los modelos. En las secciones 5 los extremos de los tornillos laterales se encuentran al nivel del contorno del modelo (Imagen 54).

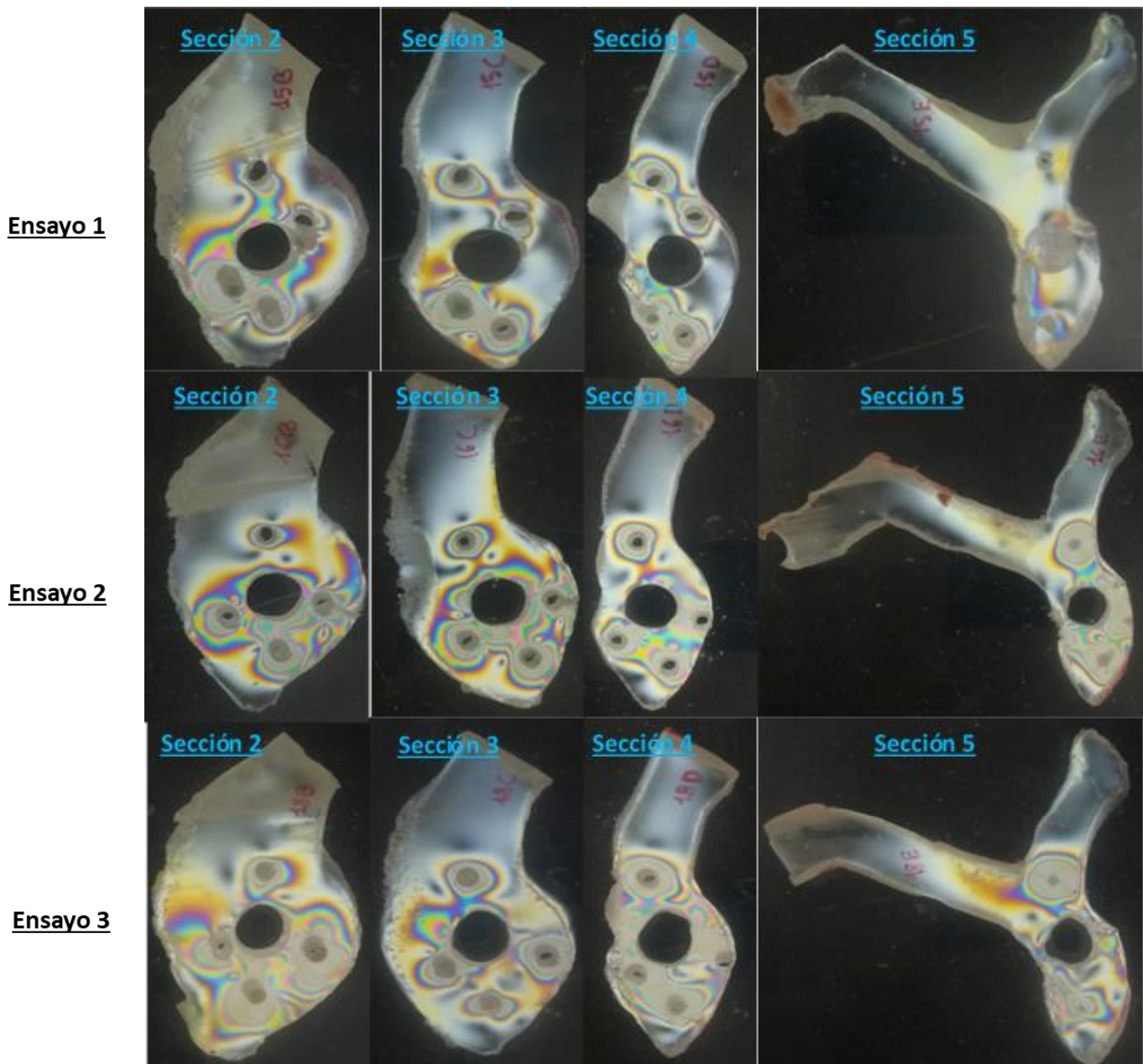
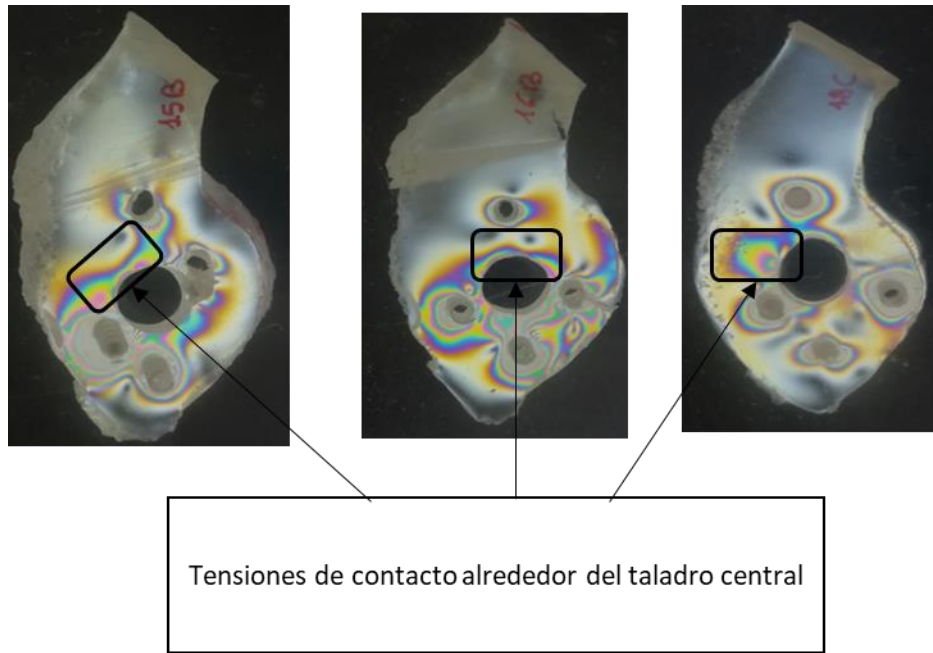
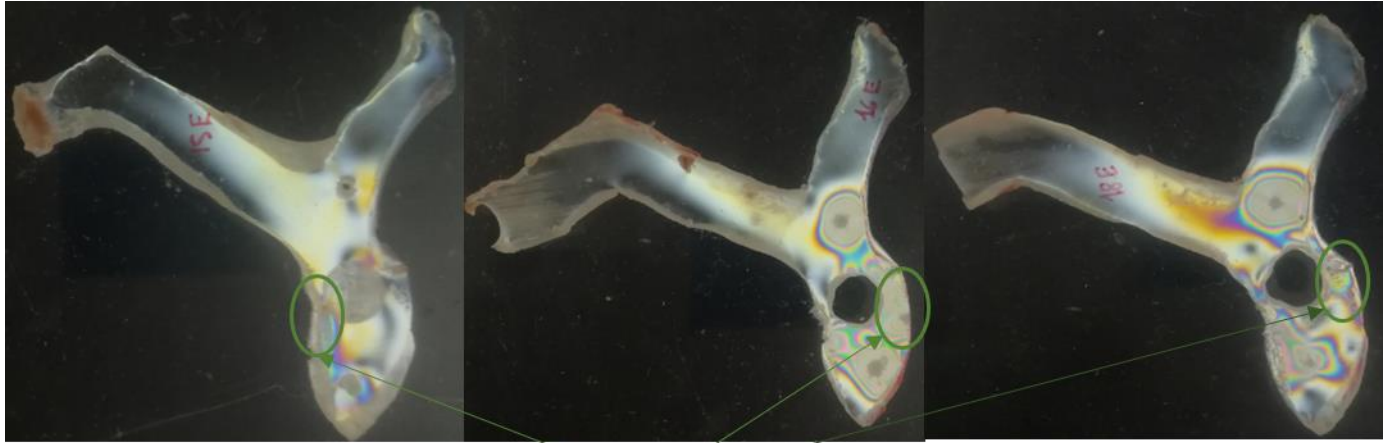


Imagen 52. Secciones de cavidad glenoidea defecto superior con el modelo protésico Delta Xtend



*Imagen 53. Sección 2 de Ensayos 1 y 2 y sección 3 de ensayo 3 de cavidad glenoidea defecto superior con el modelo protésico Delta Xtend*



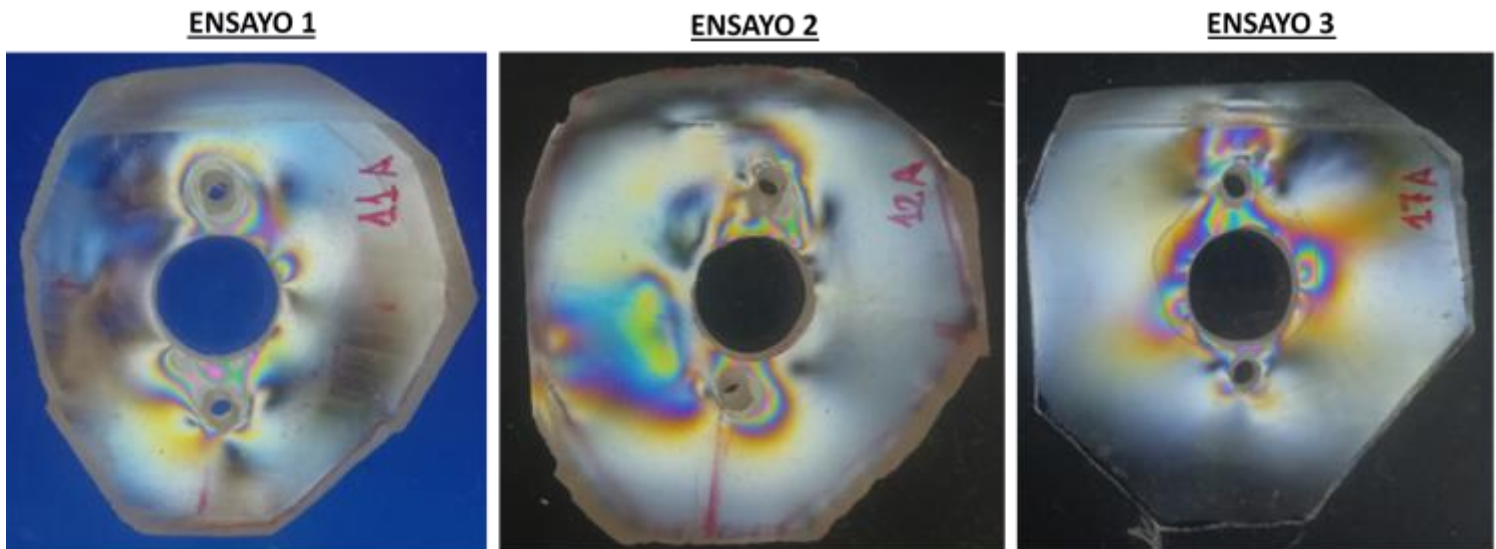
Tornillos laterales al nivel del contorno del modelo

*Imagen 54. Sección 5 de Ensayos 1, 2 y 3 de cavidad glenoidea defecto superior con el modelo protésico Delta Xtend*

### 7.1.2.2 Modelo prótesis Lima SMR

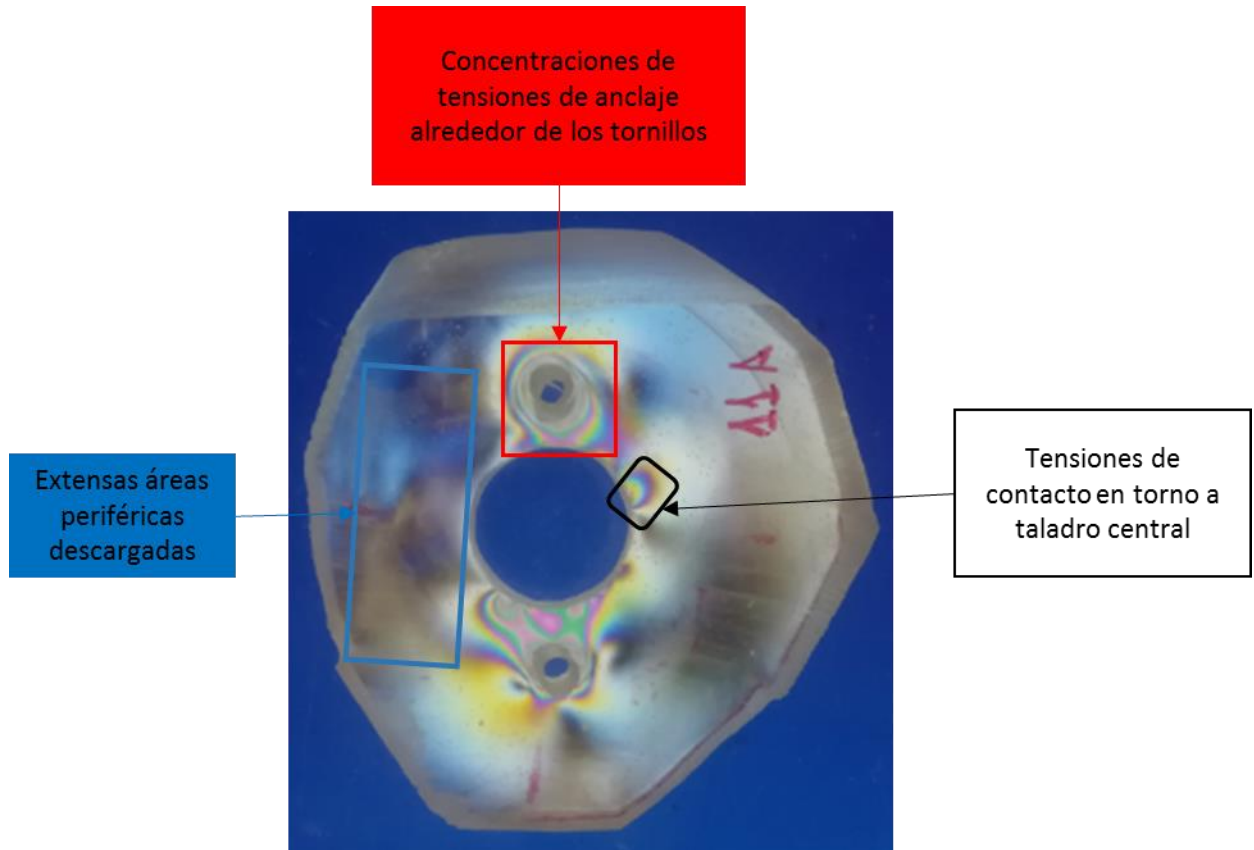
#### -Análisis injerto

Se aprecia una mayor concentración de tensiones alrededor de los tornillos (Imagen 55). En el Ensayo 3 las tensiones de anclaje son claramente inferiores debido a que la orientación de los tornillos es menos oblicua que en los otros dos. Aparecen tensiones de contacto alrededor del taladro central que son más claras en el Ensayo 3 (Imagen 58). En el Ensayo 2 aparece una zona de tensiones a la izquierda del taladro central debida probablemente al contacto con la placa base de la prótesis (Imagen 57). Se evidencian extensas áreas periféricas sin carga. No se aprecian diferencias debidas al distinto tipo de injerto.



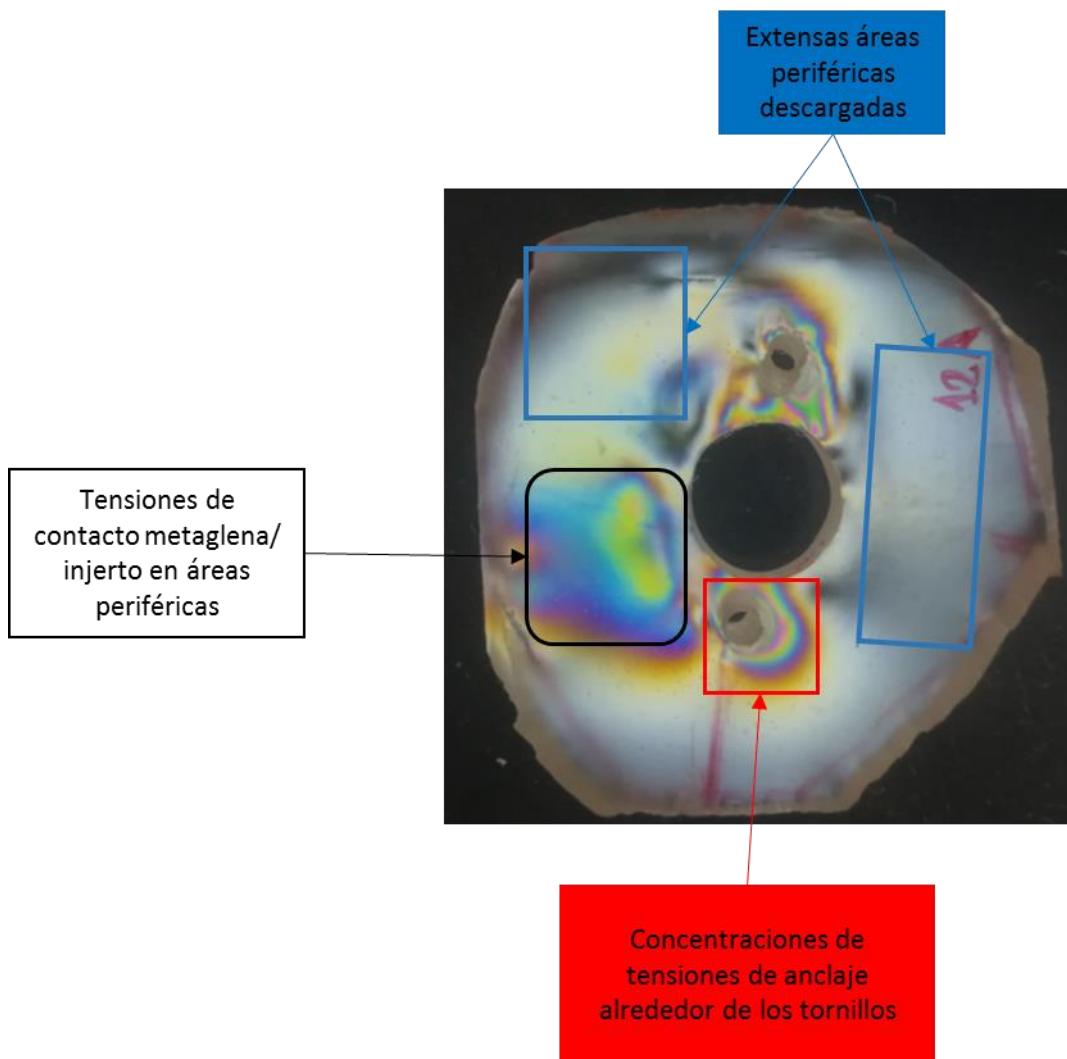
*Imagen 55. Secciones de injerto superior de Ensayos 1, 2 y 3 con el modelo protésico Lima SMR*

En la Imagen 56 las tensiones se concentran en torno a los tornillos verticales, se aprecia un área de contacto con el taladro central en la región posterosuperior. En la periferia no se evidencian tensiones



*Imagen 56. Sección de injerto superior de Ensayos 1 con el modelo protésico Lima SMR*

En la Imagen 57 se evidencia una concentración de las tensiones de anclaje alrededor de los tornillos verticales siendo de mayor intensidad en el tornillo inferior. En la región anterior del injerto se aprecia un área de contacto con la base de la metaglena.



*Imagen 57. Sección de injerto superior de Ensayos 2 con el modelo protésico Lima SMR*

La magnitud de las tensiones de anclaje en los tornillos verticales es inferior a los Ensayos 1 y 2 En torno al taladro central se aprecian tensiones de contacto de mayor entidad en su mitad superior. A nivel periférico no se aprecian tensiones de contacto con la metaglena.

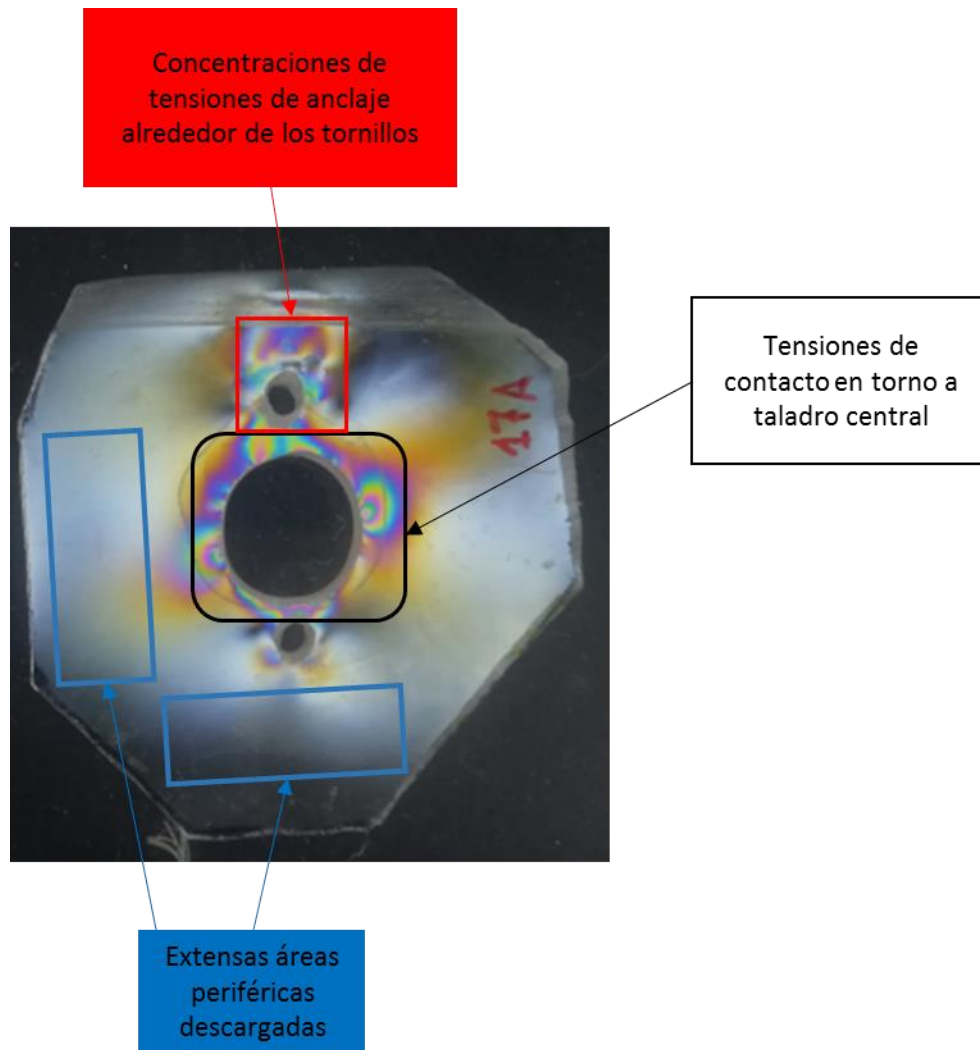


Imagen 58. Sección de injerto superior de Ensayos 3 con el modelo protésico Lima SMR

-Análisis cavidad glenoidea

Se aprecian niveles de anclaje bajos en las secciones superficiales de los Ensayos 1 y 3 (Imagen 59). Las tensiones alrededor de los tornillos aumentan a medida que se profundiza en las secciones de la glena. Hay tensiones de contacto en el taladro central muy localizadas y ligeras en los tres ensayos (Imagen 60). Los niveles de tensión en el ensayo 3 son inferiores a los de los ensayos 1 y 2.

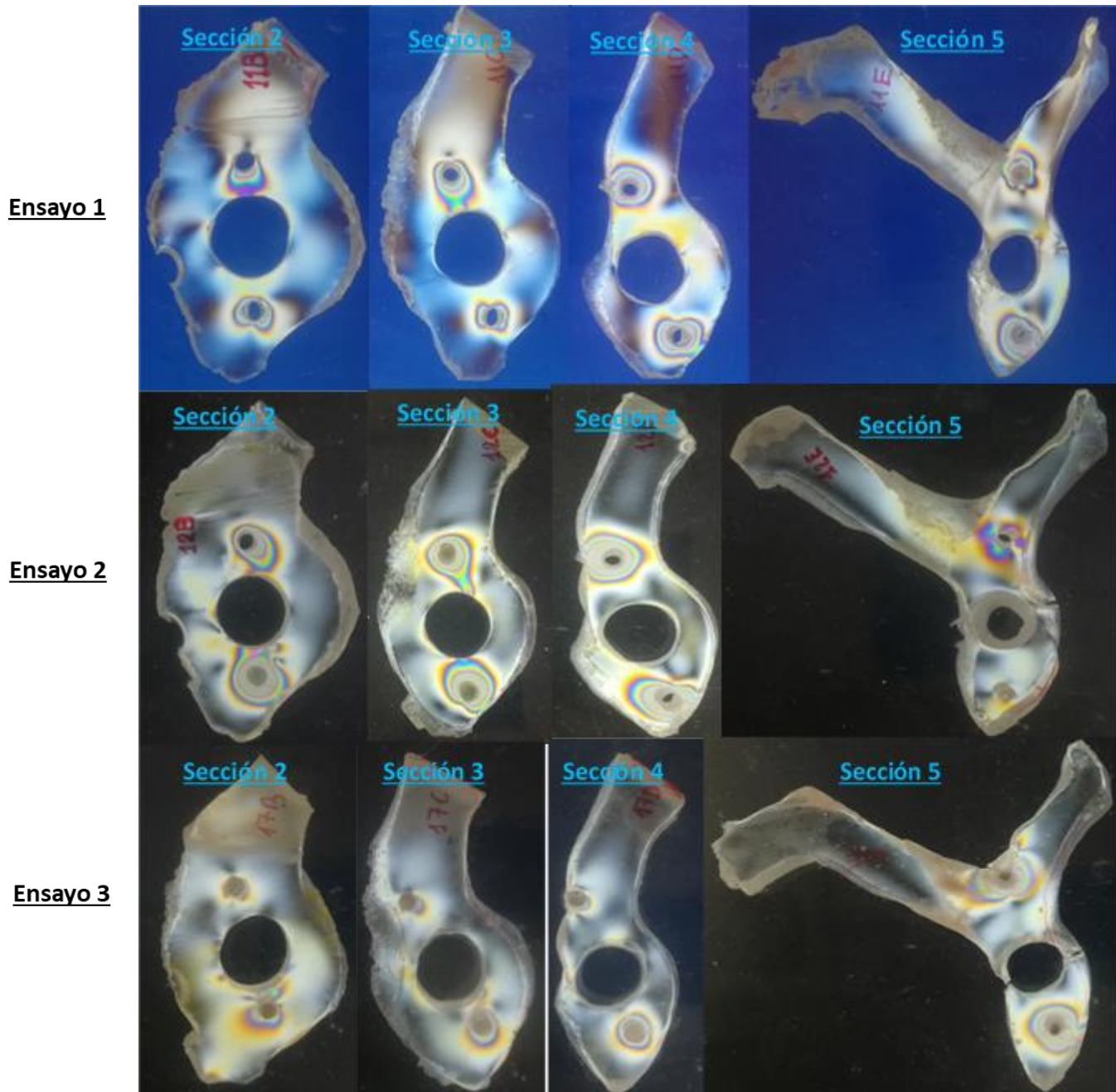
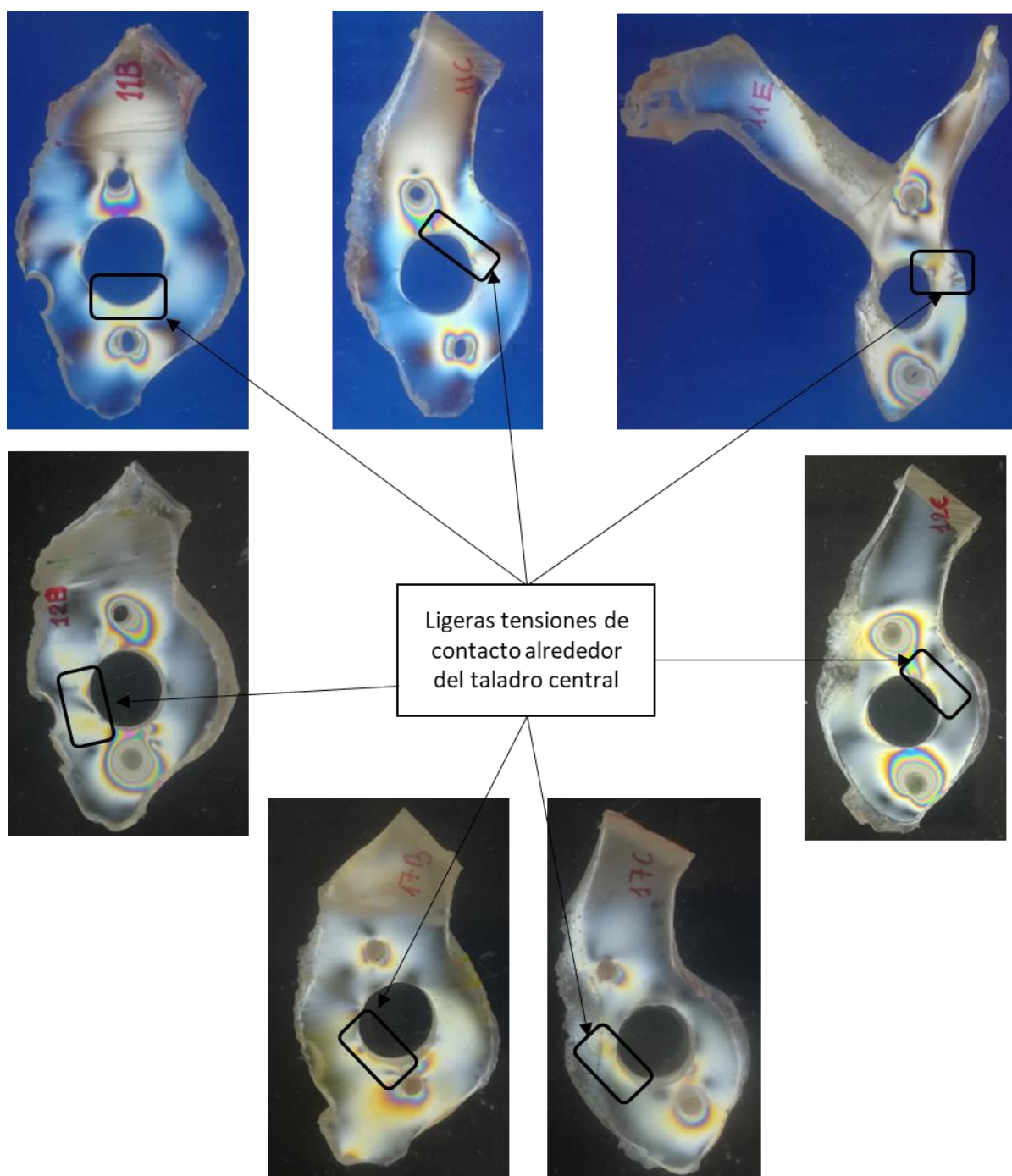


Imagen 59. Secciones de cavidad glenoidea defecto superior con el modelo protésico Lima SMR



*Imagen 60. Secciones de cavidad glenoidea con defecto superior con el modelo protésico Lima. En la fila superior secciones 2,3 y 5 del Ensayo 1. En la fila media secciones 2 y 3 del Ensayo 2. En la fila inferior secciones 2 y 3 del Ensayo 3*

## 7.2 Resultados estudio clínico

### 7.2.1 Resultados funcionales

El Constant medio preoperatorio fue de 20,62 y el postoperatorio a los 5 años de seguimiento fue 44,12. El ASES medio preoperatorio fue de 20,66 y el postoperatorio de 53,31. En cuanto al balance articular, la antepulsión media a los 5 años postquirúrgicos fue de 80° frente a los 40° preoperatorios. Con respecto a la abducción, la media postoperatoria fue 15° mayor que la preoperatoria siendo 65° y 50° respectivamente. No se obtuvieron diferencias significativas entre los parámetros preoperatorios y postoperatorios a los 5 años de seguimiento. Tabla 8.

N= 4	Media preoperatoria	Media postoperatoria con seguimiento > de 5 años
VAS	7,75 +/- 0,5	3,2 +/- 2,6
Constant score	20,62 +/- 10,02	44,12 +/- 32,76
ASES score	20,66 +/- 8,84	53,31 +/- 29,96
Antepulsión activa	40º +/- 40º	80º +/- 76,1 º
Abducción activa	50º +/- 31º	65º +/- 80,6 º
Rotación externa activa	2,5º +/- 5º	7,5º +/- 5º

Tabla 8. Valores medios preoperatorios y postoperatorios

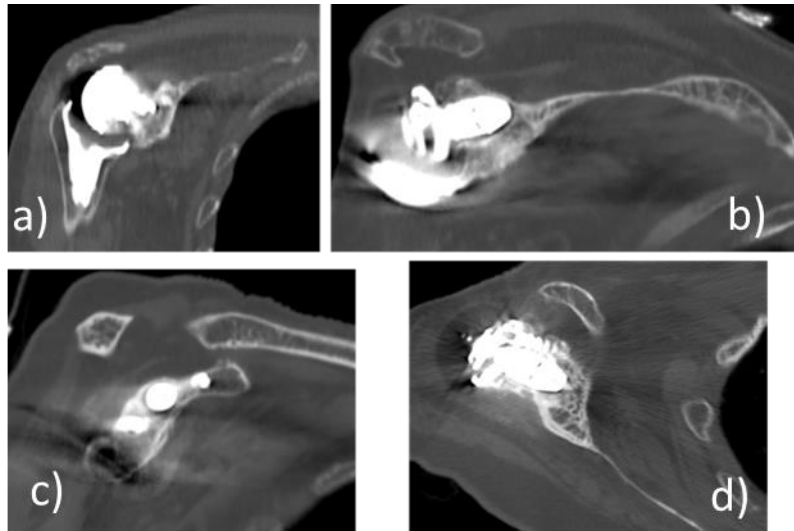
### 7.2.2 Resultados radiológicos

A los 5 años postquirúrgicos se identificó un caso de reabsorción parcial del injerto, notching escapular severo (grado IV de Sirveaux) y movilización del componente glenoideo en el grupo de pacientes con defecto superior.

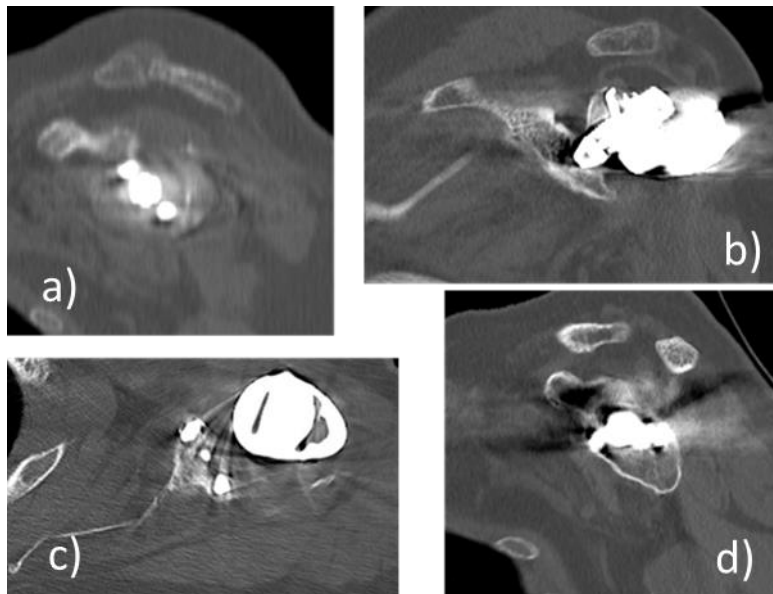
Los resultados radiológicos a largo plazo (>5 años) muestran una tasa de integración del injerto del 75%. A nivel del tetón central se identificó lisis en 2 casos (50%) ambos pertenecientes al grupo de defecto superior y con el modelo protésico Lima SMR. No se apreció lisis a nivel de los tornillos en los pacientes del grupo de defecto central, sin embargo, se identificó un caso de lisis en ambos tornillos en un paciente portador de artroplastia modelo Lima SMR con defecto prequirúrgico superior. La tasa de notching fue del 50% siendo de grado severo (III/IV) en 1 paciente (25%) Tabla 9.

Modelo	Defecto preqx	Causa inicial de revisión	TC > 5 años postqx	Imágenes
LIMA	DS	Aflojamiento glenoideo	No lisis en tornillos. Teton: región de lisis en zona anteroinferior Injerto integrado.  Notching grado II	Imagen 61
LIMA	DS	Inestabilidad	Lisis superior e inferior en tornillo superior. Lisis inferior en tornillo inferior Tetón: Importante lisis en tercio superior. Resorción parte inferior injerto Notching severo (grado IV).	Imagen 62
DELTA	DC	Infección	No lisis en tornillos ni tetón Injerto integrado	Imagen 63
DELTA	DC	Desimplantación	No lisis en tornillos ni tetón Injerto integrado	Imagen 64

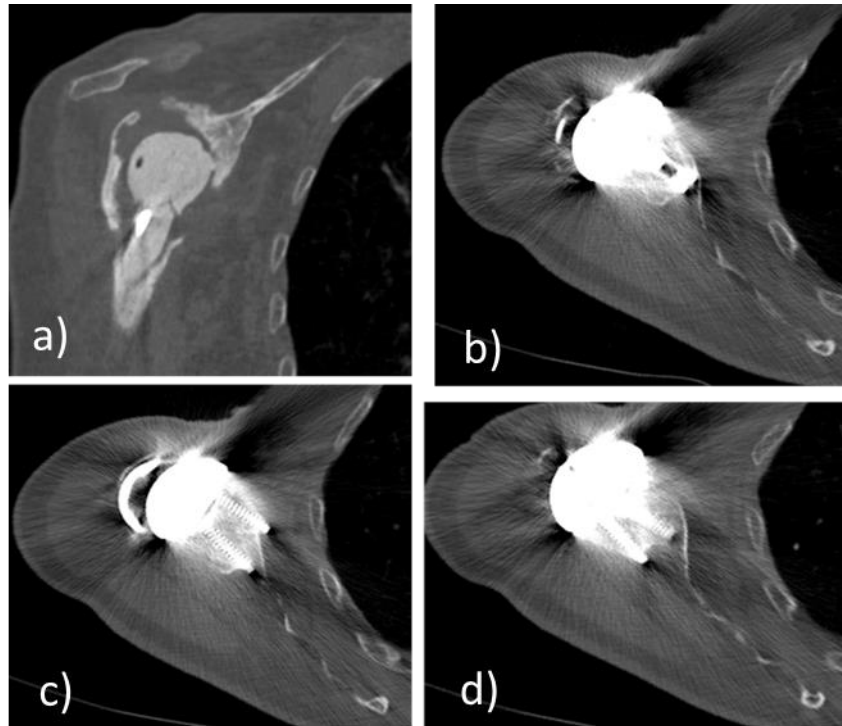
*Tabla 9. Resultados radiográficos de pacientes con injerto glenoideo tras cirugía de revisión.*



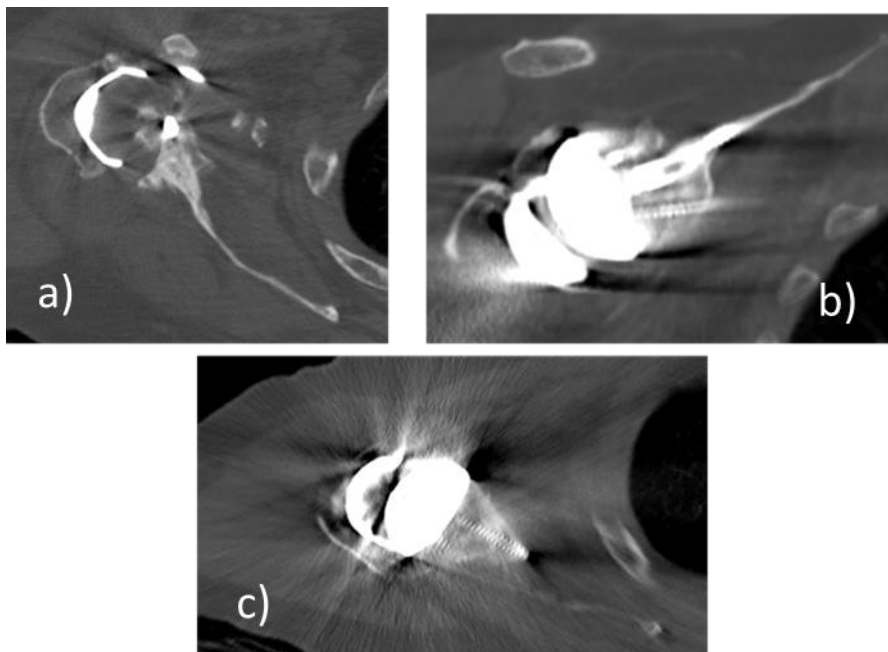
*Imagen 61. Resultados TC defecto superior: a) Defecto superior preoperatorio b) Lisis en torno a tetón central en región anteroinferior c) No lisis en torno a tornillos. d) Injerto integrado.*



*Imagen 62. Resultados TC defecto superior: a) Defecto superior preoperatorio b) Lisis en torno a tetón central c) Resorción de región inferior de injerto d) Lisis en torno a tetón central y lisis en ambos tornillos*



*Imagen 63. Resultados TC defecto central: a) Defecto central preoperatorio b) No lisis en torno a tetón central c y d) Injerto integrado, no lisis en torno a tornillos*



*Imagen 64. Resultados TC defecto central: a) Defecto central preoperatorio b) No lisis en torno a tetón central ni tornillos c) Injerto integrado.*



## **8 DISCUSIÓN**



## **8.1 Discusión e interpretación de los resultados de fotoelasticidad**

En el modelo se han sustituido las reacciones tendinosas en escápula y clavícula por el anclaje de la escápula al marco de carga con dos tornillos alejados de la zona glenoidea. Lógicamente, las tensiones internas en la zona de los anclajes artificiales son distintas a las reales, pero para que se mantenga el equilibrio en abducción las resultantes de fuerzas y de momentos deben ser iguales en el modelo y en la realidad. Por tanto, las tensiones en zonas alejadas como la glena serán equivalentes a las reales (Principio de Saint Venant de Resistencia de Materiales)

El modelo de equilibrio con tres cables simulando las resultantes de las fuerzas musculares es isostático, es decir, es el que se consigue con el mínimo número de fuerzas (tres no alineadas) y permite el cálculo de la reacción de la superficie glenoidea. En realidad, actúan más músculos y, además, la distribución de fuerzas en las fibras de cada músculo no es homogénea. Se trata, pues, de un sistema redundante no determinista, sin solución analítica.

El modelo simplificado adoptado cumple las condiciones de ser determinado (se pueden conocer todas las fuerzas), ser un estado de cargas representativo y dar lugar a un estado de tensiones en la zona glenoidea análogo al real.

En cuanto a los materiales utilizados, se simula el tejido óseo con resina epoxi y los componentes protésicos con resina de poliuretano. Ambos son materiales poliméricos homogéneos e isótropos.

La resina epoxi presenta grandes diferencias con el tejido óseo, pero es un material válido para un experimento de carácter comparativo y cualitativo.

Las magnitudes que se comparan son las tensiones internas en la zona glenoidea de la escápula en función del tipo de prótesis articular y del tipo de injerto empleado. En la Tesis de Diego Almeida se demuestra que la relación de rigideces entre la resina epoxi y la de poliuretano a 60<sup>0</sup>C (temperatura de la congelación de tensiones) es del orden de magnitud de la existente entre el tejido óseo cortical y el titanio, con lo que los resultados de los ensayos son extrapolables a los materiales reales (113).

Los tornillos del modelo son los mismos de la prótesis (titanio), por tanto, las tensiones de anclaje en el modelo son superiores a las que se tendrían en caso de utilizar tornillos de poliuretano, se ha descartado esta posibilidad por las dificultades de fabricación y de montaje.

El conjunto está sometido a las tensiones de anclaje de los elementos protésicos y a la carga transmitida por la cabeza humeral.

El componente esférico de la glena y la cabeza humeral constituyen una unión articulada entre superficies de curvaturas inversas a las naturales. Puede considerarse que la transmisión de carga entre las mismas se produce mediante una fuerza puntual  $F$  normal a las superficies de contacto (despreciando el rozamiento no hay componente tangencial)

Como se ha dicho, dada la naturaleza no determinista del problema, no puede hallarse la orientación y el valor exacto de  $F$  para cada situación. Sin embargo, el modelo simplificado empleado permite un cálculo representativo de la realidad. El valor hallado en el modelo puede considerarse proporcional al real con un factor de proporcionalidad igual al peso del brazo (aproximadamente un 5% del peso corporal).

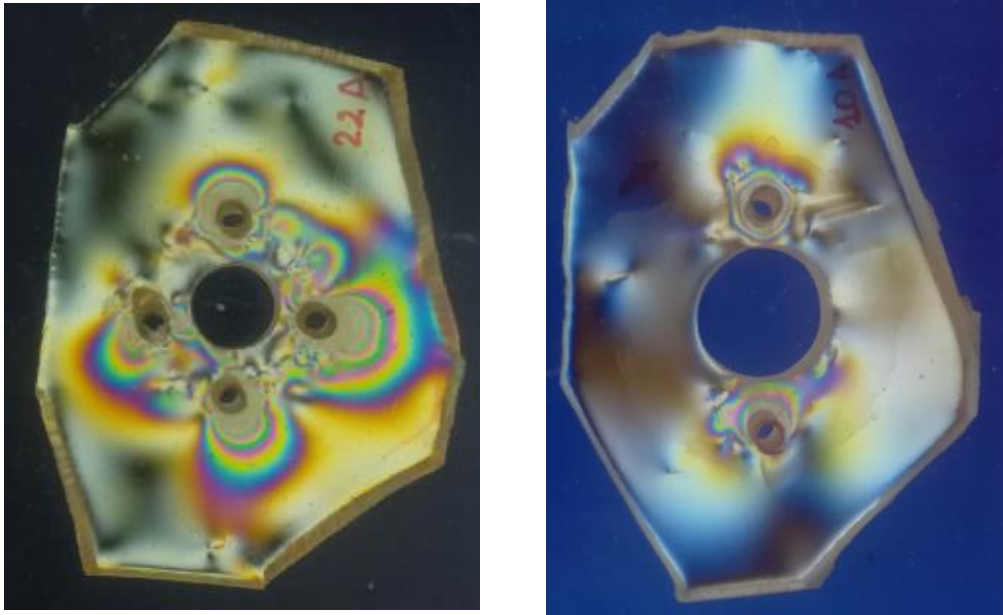
Conocida  $F$ , el cálculo de las fuerzas interiores en las diferentes zonas también resulta imposible por las múltiples incertidumbres del problema: rigidez local del material del injerto y del tejido óseo, áreas y coeficientes de fricción de las superficies de contacto entre elementos y tensiones de anclaje de los elementos de unión (tornillos y tetón central).

Así, una modelización por elementos finitos debería asumir datos de entrada alejados de la realidad, como contactos homogéneos entre superficies, coeficientes de fricción nulos o constantes y características simplificadas de heterogeneidad, anisotropía y comportamientos a deformación y rotura.

Con respecto a los resultados de los ensayos de fotoelasticidad, los análisis en 2D de las secciones de injertos glenoideos muestran una baja repetibilidad presentando diferentes resultados para un mismo tipo de ensayo, un hecho que concuerda con un problema no determinista. Entre las posibles causas figura la diferente orientación que presentan los tornillos en cada modelo, un fenómeno que es relativamente frecuente durante la práctica quirúrgica.

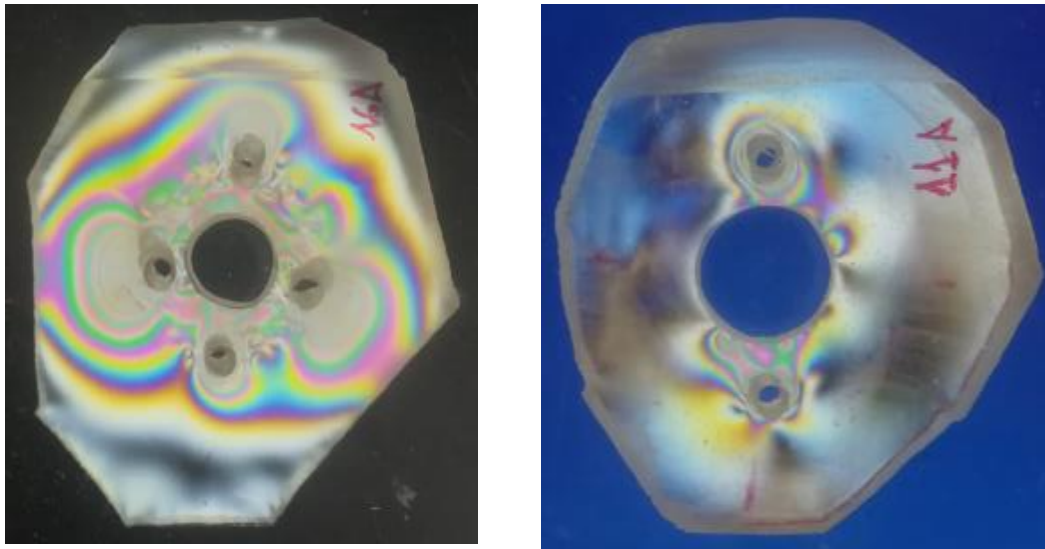
En la serie de ensayos realizados sobre glenas con defecto central, la sección correspondiente al injerto con que es suplementado el defecto presenta una distribución heterogénea de tensiones en torno a los 4 tornillos en el modelo protésico Delta Xtend La concentración de tensiones es ligeramente superior en torno a los tornillos verticales y horizontal posterior, sin registrarse tensiones significativas en torno al tetón central, un hecho que concuerda con estudios previos (113)(115).

En cuanto a la distribución de cargas en el injerto central tras implantar el modelo Lima SMR, las tensiones se concentran exclusivamente alrededor de los dos tornillos verticales lo que otorga un grado de anclaje inferior al de la prótesis Delta Xtend. En ambos modelos se evidencian extensas áreas periféricas sin carga, un fenómeno que puede estar en relación con la tendencia a sobredimensionar el injerto como se recomienda en algunos estudios (98) (Imagen 65).

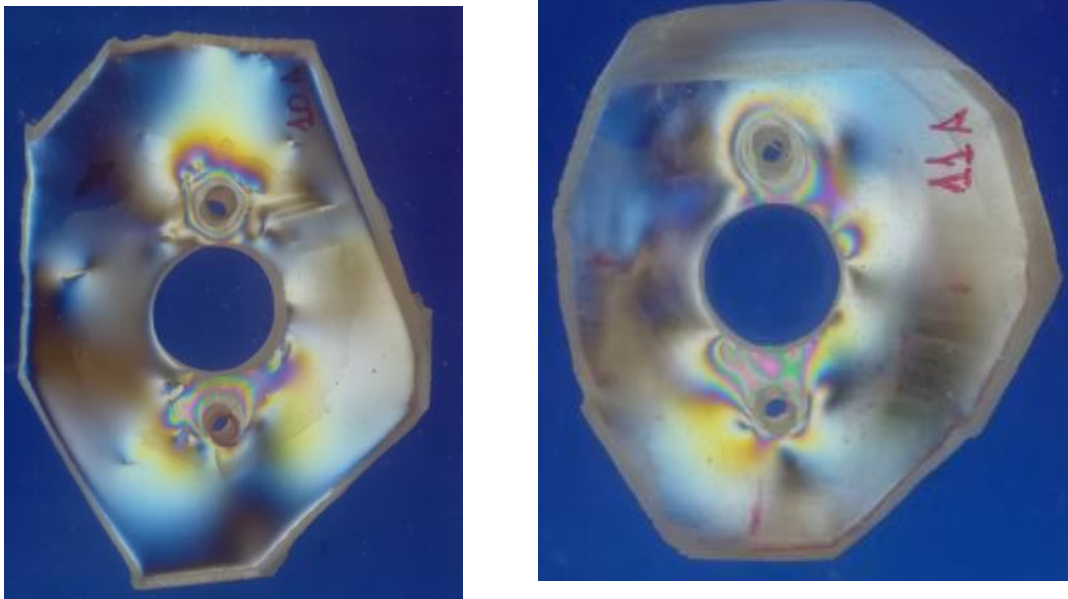


*Imagen 65. Comparativa injertos centrales. a) Sección de injerto central de modelo de prótesis Delta Xtend en la que se aprecia una mayor concentración de tensiones en torno a los tornillos verticales b) Sección de injerto central de modelo de prótesis Lima SMR, las tensiones se concentran exclusivamente en torno a los tornillos verticales otorgando un nivel de anclaje menor.*

Con respecto al estudio de los modelos con injerto superior sobre los que se implanta la prótesis Delta Xtend se evidencia una mayor concentración de tensiones en los taladros laterales (anterior y posterior) (Imagen 66). En cambio, el modelo de prótesis Lima SMR presenta un comportamiento similar al injerto central en cuanto a la distribución de tensiones alrededor de los tornillos, la concentración de tensiones es superior a nivel del tornillo inferior (Imagen 67). Destaca que en el modelo Lima SMR se aprecian tensiones ocasionales en torno al tetón central, sin ser de entidad suficiente como para otorgarles una contribución a la estabilidad del injerto. De igual manera que en las secciones correspondientes a los injertos centrales, se aprecian grandes áreas periféricas que carecen de carga, un hecho más evidente en el modelo Lima SMR.

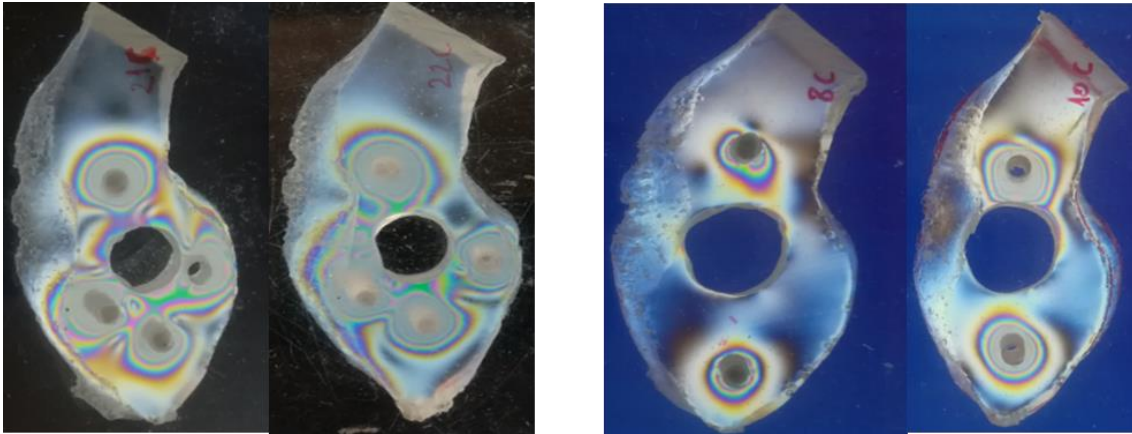


*Imagen 66. Comparativos injertos superiores a) Sección injerto superior modelo prótesis Delta Xtend se evidencia una mayor concentración de tensiones en torno a los tornillos laterales b) Sección injerto superior modelo prótesis Lima SMR presenta una distribución de tensiones en torno a los tornillos verticales con contacto ocasional del tetón central.*



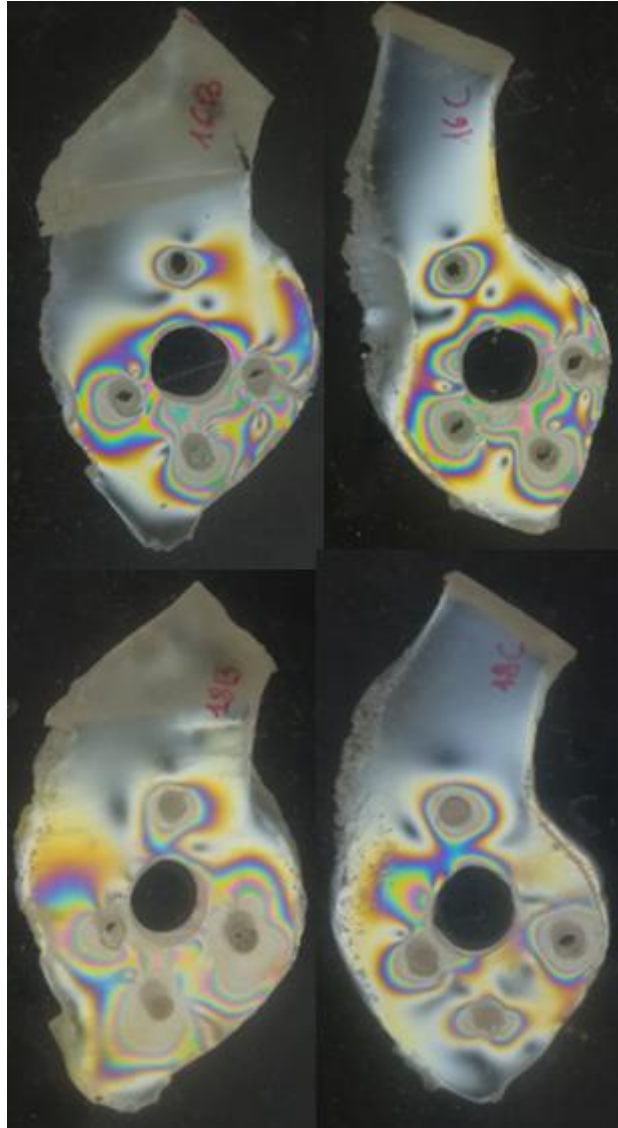
*Imagen 67. Comparativa injertos central y superior Lima SMR: a) Sección de injerto central modelo Lima SMR b) Sección injerto superior modelo Lima SMR. En ambas secciones se aprecia un comportamiento similar en cuanto a la distribución de tensiones*

En cuanto a las secciones correspondientes a la cavidad glenoidea en el ensayo experimental con un defecto central, el modelo protésico Delta Xtend presenta una mayor concentración de tensiones alrededor del tornillo vertical superior. El tetón central no transmite carga. En los resultados del estudio de congelación de tensiones al implantar un modelo protésico tipo Lima SMR se observan tensiones de anclaje distribuidas de forma irregular en toda la longitud de los tornillos con predominio del tornillo superior. Las tensiones de anclaje son inferiores con respecto a las de la prótesis Delta Xtend. De igual manera que en este modelo protésico no hay tensiones de contacto en el taladro central (Imagen 68).

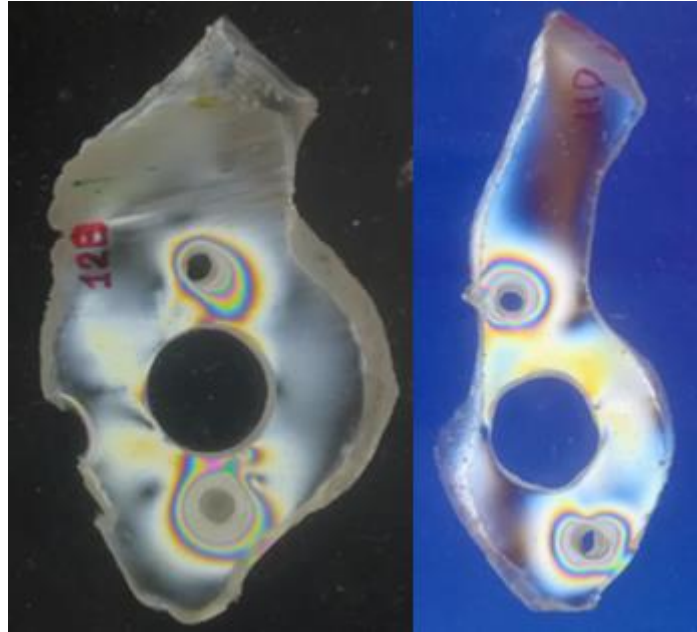


*Imagen 68. Comparativa secciones glenoideas injerto central: a) Sección de cavidad glenoidea suplementada con injerto central modelo Delta Xtend donde se aprecia mayor concentración de tensiones en tornillos verticales de predominio superior b) Sección de cavidad glenoidea suplementada con injerto central modelo Lima SMR.*

El análisis de las secciones de cavidad glenoidea con defecto superior muestra una mayor concentración de tensiones en torno a los tornillos horizontales cuando se implanta el modelo Delta Xtend (Imagen 69). Sin embargo, en las secciones correspondientes al modelo Lima SMR el tornillo inferior es el que soporta una mayor cantidad de cargas (Imagen 70). Al implantar este modelo protésico se aprecia un mayor contacto del tetón central que en el modelo Delta Xtend.

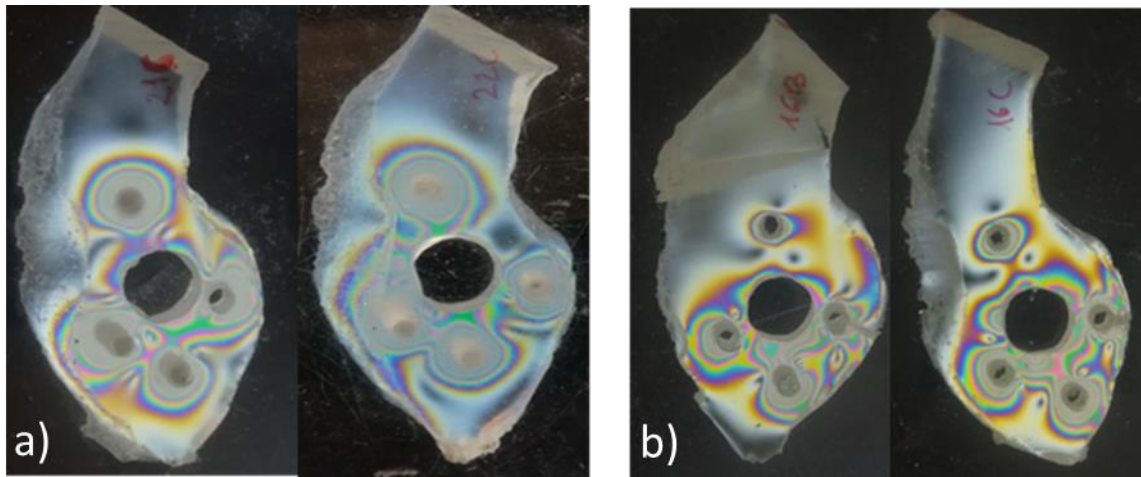


*Imagen 69. Secciones de cavidad glenoidea suplementada con injerto superior modelo Delta Xtend. Se aprecia mayor concentración de tensiones en tornillos laterales*

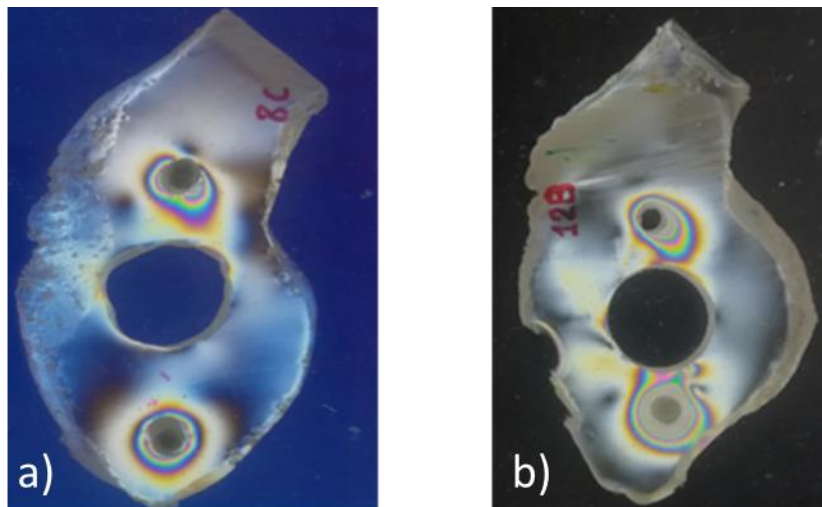


*Imagen 70. Secciones de cavidad glenoidea suplementada con injerto superior modelo Lima SMR. Se aprecia mayor concentración de tensiones en el tornillo inferior*

Por tanto, existe un cambio en la distribución de cargas que soportan tanto los tornillos como el tetón central en función del tipo de defecto presente en la cavidad glenoidea y del tipo de modelo protésico utilizado. En los defectos centrales la concentración de fuerzas es mayor en alrededor de los tornillos verticales mientras que en defectos superiores las líneas isocromáticas presentan una mayor concentración en torno a los tornillos horizontales en el modelo Delta Xtend y el tornillo inferior en el modelo Lima SMR (Imagen 71 y 72). En este último modelo, se aprecia en ambos tipos de defectos un menor grado de anclaje tanto en el injerto como en la cavidad glenoidea y un mayor grado de carga en torno al taladro central en comparación con el modelo Delta Xtend (Imagen 71). También, en los dos modelos protésicos se aprecian extensas zonas del contorno de la cavidad glenoidea que quedan descargadas, este efecto se visualiza más notablemente en la prótesis Lima SMR. (Imagen 72).



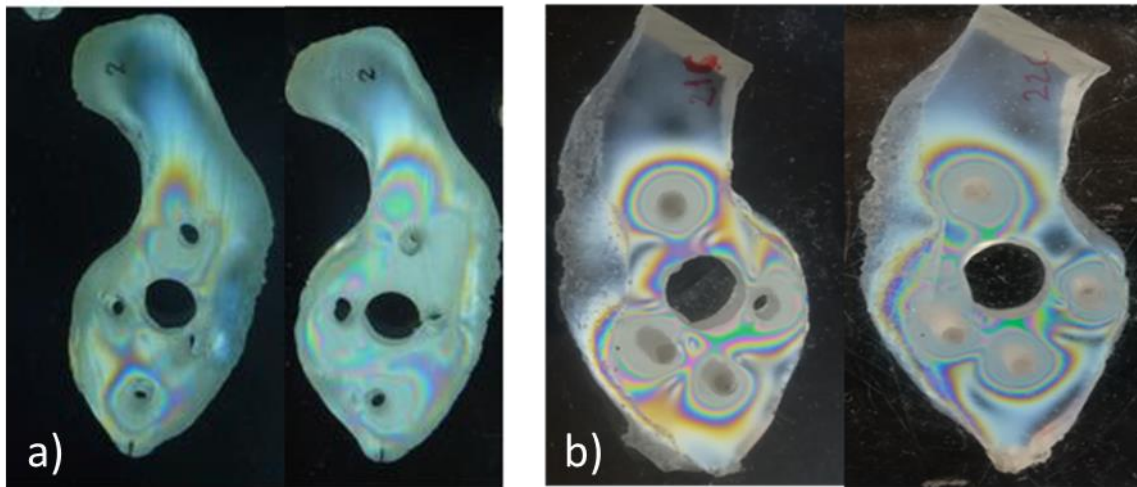
*Imagen 71. Comparativa de secciones glenoideas defecto central y superior con modelo Delta Xtend: a) Secciones de cavidad glenoidea suplementada con injerto central modelo Delta Xtend donde se aprecia mayor concentración de tensiones en el tornillo superior b) Secciones de cavidad glenoidea suplementada con injerto superior modelo Delta Xtend donde se aprecia mayor concentración de tensiones los tornillos laterales.*



*Imagen 72. Comparativa de secciones glenoideas defecto central y superior con modelo Lima SMR: a) Sección de cavidad glenoidea suplementada con injerto central modelo Lima SMR donde se aprecia mayor concentración de tensiones en el tornillo superior b) Sección de cavidad glenoidea suplementada con injerto superior modelo Lima SMR donde se aprecia mayor concentración de tensiones en el tornillo inferior*

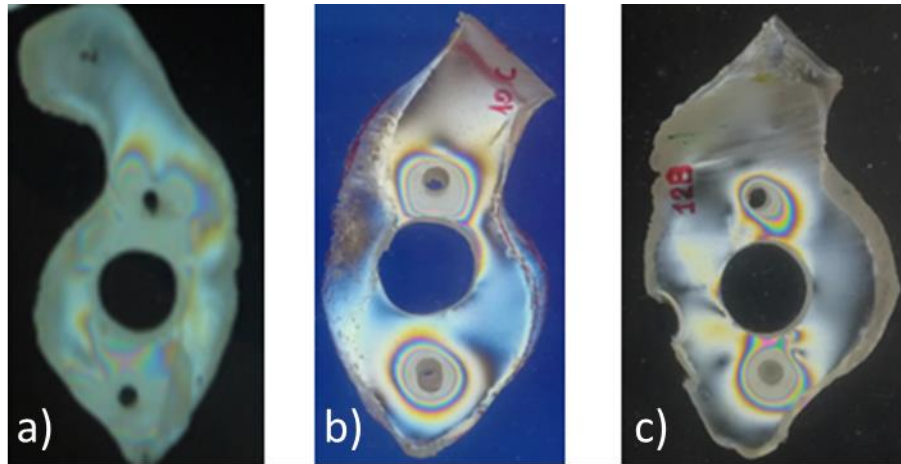
Según estudios previos de análisis en 2D sobre secciones de cavidad glenoidea (113). El modelo Delta Xtend distribuye de mejor manera las tensiones, sin embargo, los tornillos verticales, especialmente el próximo al tubérculo supraglenoideo, son los que transmiten más carga. Un hecho que se reproduce en los Ensayos 2 y 3 del modelo Delta Xtend sobre

injerto central (Imagen 73). No obstante, cuando se realiza una suplementación con injerto superior son los tornillos laterales del modelo Delta Xtend los que presentan una mayor concentración de tensiones.



*Imagen 73. Comparativa de secciones glenoidea sin defecto y con defecto central en modelo Delta Xtend: a) Secciones de cavidad glenoidea sin suplementación ósea donde se aprecia mayor concentración de tensiones en torno a tornillos verticales. Imagen obtenida de Almeida (113) b) Secciones de cavidad glenoidea suplementada con injerto central modelo Delta Xtend donde se aprecia mayor concentración de tensiones en tornillos verticales de predominio superior*

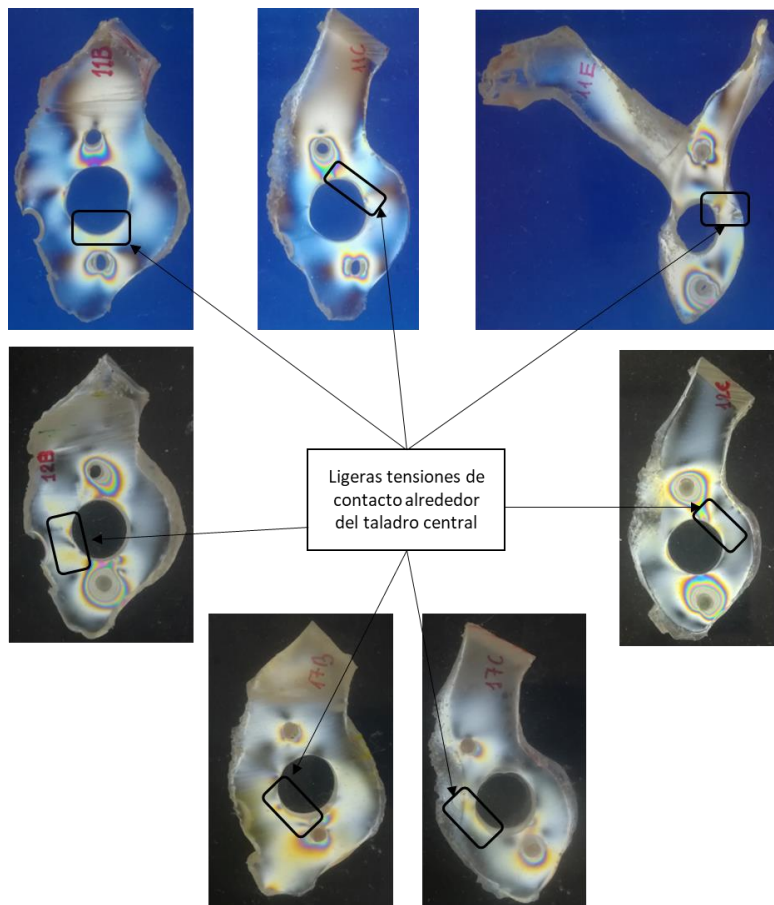
En el modelo Lima SMR, en los estudios previos de análisis en 2D sobre cavidades glenoideas no suplementadas se apreciaba una gran concentración de tensiones en torno a los tornillos siendo mayor en el tornillo superior (113)(115). Estos hallazgos son similares a los que se describen en las secciones correspondientes a cavidades glenoideas suplementadas con injerto central. Sin embargo, en las secciones correspondientes al modelo con defecto superior es el tornillo inferior el que acumula una mayor concentración de tensiones (Imagen 74).



*Imagen 74. Secciones de cavidades glenoideas en las que se ha implantado una artroplastia tipo Lima SMR: a) Sección de cavidad glenoidea sin suplementación ósea donde se aprecia una mayor concentración de tensiones en torno al tornillo superior. Imagen obtenida de Almeida (113) b) Sección de cavidad glenoidea suplementada con injerto óseo central cuyo tornillo superior concentra una mayor cantidad de fuerzas tensiles c) Sección de cavidad glenoidea suplementada con injerto óseo superior en la cual el predominio de tensiones se sitúa en el tornillo inferior.*

Con respecto al tetón central de ambos modelos protésicos los trabajos previos postulan que tiene una función estabilizadora y de posicionamiento, pero sin responsabilidad mecánica significativa. En los análisis fotoelásticos realizados en las muestras con injerto central se confirma la función estabilizadora del tetón central sin tensiones significativas en su contorno. Sin embargo, en las muestras correspondientes a los modelos de injerto superior se aprecian frecuentes tensiones de contacto alrededor del taladro central, especialmente en el modelo Lima SMR, si bien no son lo suficientemente significativas para poder otorgar una función de soporte al tetón central en estos modelos (Imagen 75). Estos resultados coinciden con los estudios que otorgan a los implantes con tetón central una distribución más homogénea de las tensiones frente a los implantes con quilla central, los cuales presentan una mayor concentración de tensión en la cavidad glenoidea y una mayor tasa de cirugía de revisión (127) (128).

No obstante, modelos experimentales que evalúan los micromovimientos presentes en un conjunto prótesis/escápula sometido a cargas cíclicas a 60° de abducción, concluyen que la presencia de un tetón central de mayor longitud genera una mayor estabilidad en el componente glenoideo. Especialmente, cuando la densidad ósea es baja y si consigue un anclaje en la cortical escapular (129) (130). Esta diferencia en cuanto a la función del tetón central, puede estar en relación con el hecho de que nuestro estudio realiza una evaluación estática en una posición de abducción de 90°, y los estudios mencionados aplican una carga cíclica que simula la soportada por la prótesis durante la realización de las actividades básicas de la vida diaria, y por tanto, que el tetón central sea un estabilizador cuya responsabilidad mecánica varíe en función de la carga a la que es sometido el conjunto.



*Imagen 75. Secciones de cavidad glenoidea con defecto superior con el modelo protésico Lima SMR. En la fila superior secciones 2,3 y 5 del Ensayo 1. En la fila media secciones 2 y 3 del Ensayo 2. En la fila inferior secciones 2 y 3 del Ensayo 3*

Los estudios de fotoelasticidad realizados en la cavidad glenoidea tras la implantación de una prótesis muestran un aumento del estrés en el cuello de la glena (118) (131). Estos resultados son similares a los obtenidos en este estudio, ya que, a pesar de la heterogeneidad existente en la distribución de tensiones en las zonas próximas a los tornillos, se aprecia una mayor concentración de estas en los tornillos verticales siendo el tornillo superior próximo al tubérculo supraglenoideo el que presenta más patrones de isocromáticas, especialmente cuando se trata de un defecto central.

Los modelos fotoelásticos se modelaron utilizando un único material (resina epoxi) por lo que no se puede realizar una simulación de la diferencia entre las tensiones que soporta el hueso esponjoso y el hueso cortical. Se asume que los contornos de las secciones de cavidad glenoidea corresponden a hueso cortical. No se registraron tensiones significativas en los contornos de la cavidad glenoidea, salvo en algunas de las secciones más profundas donde los tornillos se encuentran al nivel del contorno.

El modelo experimental presentado permite una evaluación fiable de las tensiones internas presentes en la cavidad glenoidea y el injerto. Así como una interpretación visual e intuitiva de las cargas o contactos existentes alrededor de los componentes protésicos, como tornillos y tetón central, o de contactos locales injerto-cavidad glenoidea. Sin embargo, el hueso es un material que presenta un comportamiento biomecánico muy complejo debido a su carácter heterogéneo, anisotrópico y viscoelástico. La desventaja del modelo es que asume que el hueso se comporta como un material isotrópico y homogéneo. La aplicación del estudio realizado reside en su utilización como complemento de análisis bidimensional y tridimensional de modelos de elementos finitos y otros métodos experimentales.

## **8.2 Discusión estudio clínico**

La presencia de defectos glenoideos en la cirugía protésica de revisión de hombro es un hallazgo muy frecuente que supone un reto para el cirujano ortopédico. A diferencia de la cirugía primaria, los defectos óseos en la cirugía de revisión son de mayor tamaño y menos predecibles, un hecho que dificulta su tratamiento y la obtención de un implante estable a lo largo del tiempo. En nuestra serie, se analiza la supervivencia a largo plazo (>5 años) y los resultados clínicos de un grupo de pacientes intervenidos de artroplastia invertida de revisión que precisaron suplementación mediante injertos óseo.

A nivel funcional los pacientes experimentaron una mejoría clínica en los parámetros estudiados (Constant, ASES, Flexión, Abducción, rotación externa y VAS) con respecto al estado preoperatorio. Sin embargo, con un tamaño muestral tan reducido no se puede realizar un análisis estadístico que arroje diferencias significativas en ninguno de los valores. Si bien, la MCID (Minimal Important Clinical Difference) tras una cirugía de artroplastia de hombro supone un incremento de 5,7 puntos en el Constant, un descenso de 1,6 puntos en el VAS y un incremento del balance articular en flexión, abducción y rotación externa activa de 12°, 7° y 3° respectivamente, se habría alcanzado la MCID en todos los parámetros estudiados (132). Werner et al también describió que los pacientes experimentan una mejoría clínica importante cuando la puntuación en la escala de ASES aumenta en 23 puntos (133). No obstante, la mejoría experimentada es inferior a la que se registró al año postoperatorio en la misma serie en pacientes intervenidos de cirugía de revisión (98). La literatura publicada sobre el seguimiento a largo plazo de artroplastias invertidas de revisión es escasa, pero presenta unos resultados funcionales similares a los de nuestra serie con un Constant medio de 39.5 a los 7 años de seguimiento en el estudio de Werner et al (134) y un VAS medio de 2 a los 10 años de seguimiento en la serie de Sheth et al en la cual combina artroplastias primarias y artroplastias de revisión (135).

Con respecto a los hallazgos radiográficos, los pacientes con defecto central en los que se ha implantado una artroplastia tipo Delta Xtend han presentado una integración completa del injerto sin lisis en torno a los tornillos ni el tetón central. Por otra parte, los pacientes con defecto superior y que fueron intervenidos mediante una artroplastia tipo Lima SMR han presentado lisis en torno al tetón central y notching escapular. En un caso se ha registrado lisis en ambos tornillos y resorción parcial de la parte inferior del injerto que unido a notching severo ha provocado un aflojamiento tardío del implante (Imagen 76).



*Imagen 76. Notching escapular severo (grado IV) y movilización de componente glenoideo*

Con respecto a la utilización de injertos glenoideos en cirugía de revisión los estudios publicados en la literatura son escasos y heterogéneos en cuanto a resultados clínicos, complicaciones y tasas de integración del injerto. En el estudio de Wagner et al la tasa de supervivencia a los 5 años fue del 76% y la tasa de revisión por aflojamiento glenoideo fue del 11% (136) . Kelly et al examinó 28 pacientes que fueron intervenidos de artroplastia de revisión de los cuales 12 precisaron injertos estructurales registrando una tasa de complicaciones del 50% y una tasa de revisión del 23% en los primeros 3 años de seguimiento (137). Malhas et al con un seguimiento medio de 2 años obtuvo una tasa de integración total o parcial del 93% con una tasa de revisión del 16% (138). Malahias et al en una revisión sistemática, describen una tasa de supervivencia del implante del 78.9%, una tasa de no incorporación del injerto del 12.2% y de reintervención del 21.1%. (139). Nuestra serie presenta una tasa de integración del injerto del 75% a los 5 años y una tasa de reintervención del 42 % si tenemos en cuenta los pacientes excluidos durante el seguimiento por infección o aflojamiento precoz. Sin embargo, los estudios incluidos en la revisión sistemática exponen los resultados a corto plazo, no se incluyó ningún estudio con seguimiento a largo plazo.

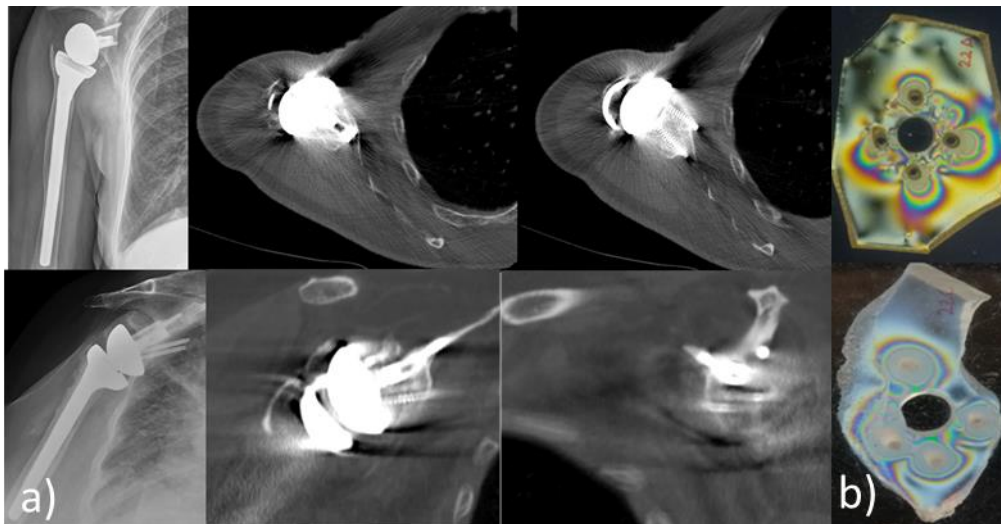
Los resultados del presente estudio deben interpretarse teniendo en cuenta las limitaciones que presenta. Se trata de un estudio retrospectivo sobre una serie inicial de pacientes muy reducida y heterogénea en cuanto a causa de revisión que ha experimentado notables pérdidas durante el seguimiento a largo plazo. Este hecho dificulta en gran medida la capacidad de extrapolar los resultados clínicos a la población general.

La mayor fortaleza del estudio es el tiempo de seguimiento medio de los pacientes ya que apenas existen estudios en la literatura que presenten un seguimiento superior a 7 años en pacientes intervenidos de artroplastia invertida de revisión. Otro de los puntos fuertes del estudio es la metodología para valorar la incorporación del injerto mediante el uso del TC que resulta un método más preciso y menos sujeto a la variabilidad interobservador que la radiografía simple.

### **8.3 Discusión comparativa de estudio radiológico y fotoelástico**

La serie de pacientes intervenidos de artroplastia invertida de revisión con injerto glenoideo asociado con un seguimiento medio de 7 años está formada por 4 pacientes. En 2 pacientes se describió un defecto central (DC) mientras que en 2 pacientes el defecto era periférico de localización superior (DS). Los pacientes con defecto central tenían implantada una artroplastia modelo Delta Xtend mientras que en los pacientes que presentaban un defecto superior el implante era una artroplastia modelo Lima SMR.

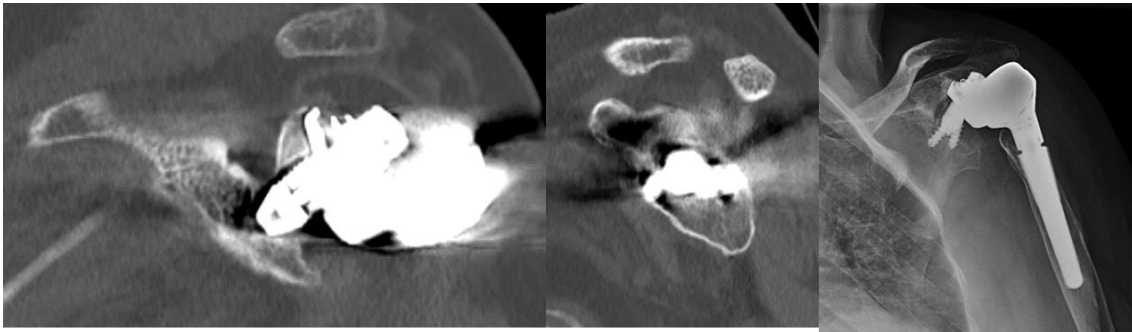
Los pacientes con defecto central y artroplastia tipo Delta Xtend presentaron durante el seguimiento radiográfico una integración del injerto sin apreciarse lisis en torno a los tornillos o el tetón central. Un resultado que se corresponde con el estudio fotoelástico in vitro donde se aprecian importantes tensiones de anclaje en torno a los tornillos que favorecen la estabilidad del implante y la integración del injerto sin registrarse líneas de tensión alrededor del tetón central (Imagen 77).



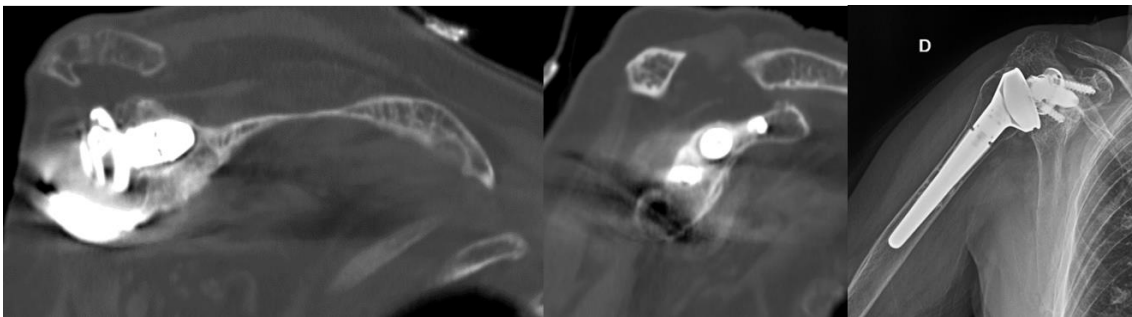
*Imagen 77. Resultados radiográficos y fotoelásticos defecto central modelo Delta Xtend: a) Resultados radiográficos de los pacientes con defecto central portadores de artroplastia tipo Delta Xtend. No se aprecia lisis alrededor de los tornillos o el tetón central. b) Secciones de injerto central y cavidad glenoidea del estudio de fotoelasticidad del modelo de defecto glenoideo central en prótesis tipo Delta Xtend donde se aprecian importantes tensiones de anclaje en torno a los tornillos.*

Con respecto a los pacientes defecto superior portadores de una artroplastia tipo Lima SMR se registró durante el seguimiento radiográfico un caso de desimplantación tardía (a los 6 años) en el que se aprecia un notching grado IV y lisis en torno a ambos tornillos de predominio inferior, así como lisis en torno al tetón central lo que ha provocado el fracaso del implante al presentar una debilidad de anclaje en su mitad inferior (Imagen 78). En el segundo paciente se registró lisis en la región anteroinferior del tetón central (Imagen 79). Ambos hallazgos se pueden correlacionar con los resultados obtenidos en el modelo de defecto superior con artroplastia Lima SMR en el cual se describe una mayor

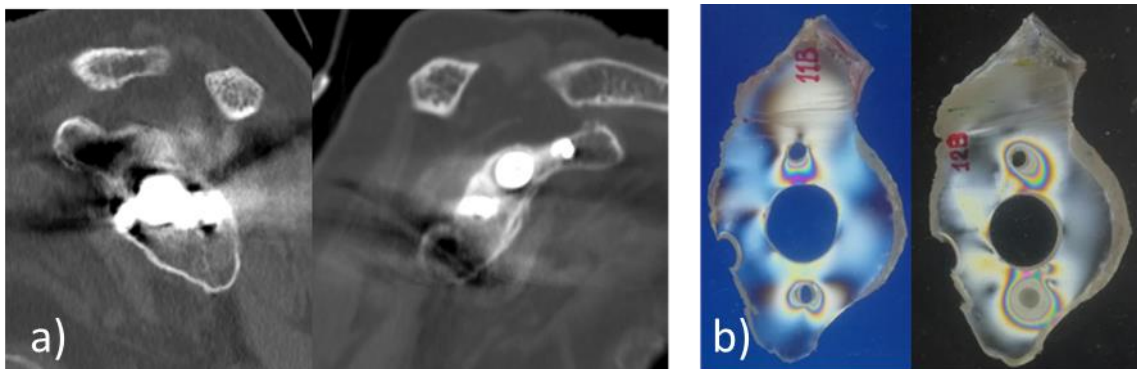
concentración de tensiones alrededor del tornillo inferior y se aprecian tensiones de contacto en torno al tetón central. (Imagen 80)



*Imagen 78. Resultados radiográficos de paciente con artroplastia tipo Lima SMR y defecto superior. Se aprecia lisis en torno al tetón central y ambos tornillos ligeramente mayor en tornillo inferior.*

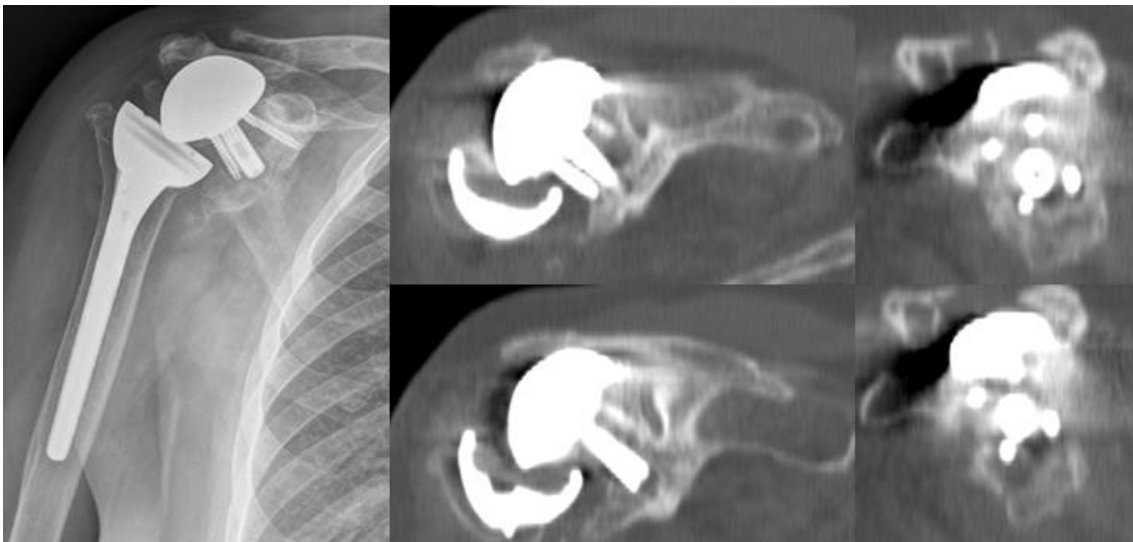


*Imagen 79. Resultados radiográficos de paciente con artroplastia tipo Lima SMR y defecto superior. Se aprecia pequeña zona de lisis en torno a región inferior de tetón central. No se aprecia lisis alrededor de tornillos.*



*Imagen 80. Resultados radiográficos y fotoelásticos defecto superior modelo Lima SMR: a) Cortes de TC de cavidad glenoidea de pacientes con artroplastia Lima SMR y defecto superior b) Secciones de cavidad glenoidea del estudio de fotoelasticidad del modelo de defecto glenoideo superior en prótesis tipo Lima SMR donde se aprecian tensiones de anclaje en torno a los tornillos de predominio inferior y zonas de contacto con tetón central.*

Sin embargo, durante el seguimiento se registró un caso de desimplantación precoz de la metaglena (a los 15 meses) de un paciente portador de una artroplastía tipo Delta Xtend con defecto superior. En el estudio radiográfico se aprecia un fracaso del implante debido a una lisis a nivel del tornillo inferior y de la mitad inferior del tetón central que provoca una resorción parcial de la parte inferior del injerto y un colapso del montaje (Imagen 81). Este hecho difiere de los resultados obtenidos en el estudio fotoelástico realizado sobre las secciones de cavidad glenoidea con defecto superior y modelo protésico tipo Delta Xtend donde son los tornillos laterales los que concentran una mayor cantidad de fuerzas tensiles y por tanto serían más propensos a fracasar precozmente.



*Imagen 81. Imágenes de estudio radiográfico de desimplantación precoz en paciente con defecto superior y artroplastía tipo Delta Xtend.*

## **8.4 Directrices futuras**

Este estudio supone una continuación de la línea de investigación abierta por los doctores Laura Serrano y Diego Almeida en el estudio de fotoelasticidad de la articulación glenohumeral. El presente modelo permite realizar un análisis cualitativo de la distribución de tensiones presentes en cavidades glenoideas con dos tipos de defectos óseos subsidiarios de suplementación con injerto. En el futuro, se puede implementar el modelo realizando ensayos fotoelásticos sobre cavidades glenoideas con defectos óseos en otras localizaciones, con otros modelos protésicos u otras formas de suplementación, como implantes con aumentación, y analizar si existen variaciones significativas en la distribución de cargas.

Asimismo, es posible realizar ensayos fotoelásticos en los que la posición de la articulación glenohumeral sea distinta a la del equilibrio en abducción a 90° para obtener más información sobre el comportamiento de las tensiones internas presentes en húmero y escápula tras implantar una artroplastia invertida de hombro.

El desarrollo de modelos físicos numéricos, como los modelos de elementos finitos, que permiten realizar un análisis cuantitativo del problema, puede permitir complementar la información de carácter cualitativo que aportan los resultados de los ensayos de fotoelasticidad.

De igual manera, mediante la realización de estudios clínicos de mayor tamaño muestral que el presente en este proyecto, se podrían validar y correlacionar los resultados obtenidos en los modelos físicos experimentales y numéricos con la evolución y complicaciones que acontecen durante la práctica clínica habitual.

## **9 CONCLUSIONES**



## **9.1 Conclusiones del estudio fotoelástico**

- 1- En todos los casos aparecen tensiones, tanto en el injerto como en la escápula, que aseguran la estabilidad primaria del conjunto. Las tensiones observadas son debidas al anclaje de la prótesis y a la carga transmitida en el ensayo siendo mucho más importantes las de anclaje que se concentran en las áreas próximas a los taladros de los tornillos, quedando extensas áreas exteriores descargadas.
  
- 2- Las tensiones de anclaje son mucho más importantes con la prótesis Delta Xtend, siendo, por tanto, más segura su estabilidad e integración. La prótesis Lima SMR presenta una menor concentración de tensiones al tener tres elementos de anclaje (dos tornillos y tetón central) localizados en un mismo plano.
  
- 3- El tetón central apenas tiene función mecánica por falta de contacto con las paredes del taladro central. En el injerto sólo aparecen ocasionalmente tensiones de contacto con la prótesis Lima SMR. En la escápula aparecen esporádicamente con ambas prótesis.
  
- 4- Los ensayos presentan baja repetibilidad, lo que es congruente con un problema no determinista. La principal causa de dispersión de resultados son las diferencias de orientación de los tornillos en cada montaje, fenómeno habitual en la práctica quirúrgica.

## **9.2 Conclusiones del estudio clínico**

El modelo de estudio de defectos glenoideos subsidiarios de suplementación ósea a través de un análisis fotoelástico en 2D de secciones de la cavidad glenoidea, ofrece ciertas similitudes con el comportamiento radiológico a largo plazo en la práctica clínica. No obstante, la heterogeneidad y el tamaño de la muestra clínica no permite establecer correlaciones fuertes entre los resultados in vitro y los resultados in vivo.



## **10 BIBLIOGRAFÍA**



## BIBLIOGRAFÍA POR ORDEN DE APARICIÓN EN EL TEXTO

1. Churchill RS, Brems JJ, Kotschi H. Glenoid size, inclination, and version: an anatomic study. *J shoulder Elb Surg.* 2001;10(4):327–32.
2. Wermers J, Raschke MJ, Wilken M, Riegel A, Christoph Katthagen J. The anatomy of glenoid concavity—bony and osteochondral assessment of a stability-related parameter. *J Clin Med.* 2021 Oct 1;10(19).
3. Luime JJ, Koes BW, Hendriksen IJM, Burdorf A, Verhagen AP, Miedema HS, et al. Prevalence and incidence of shoulder pain in the general population; a systematic review. *Scand J Rheumatol.* 2004;33(2):73–81.
4. Hodgetts CJ, Leboeuf-Yde C, Beynon A, Walker BF. Shoulder pain prevalence by age and within occupational groups: a systematic review. *Arch Physiother.* 2021 Dec;11(1).
5. Juel NG, Natvig B. Shoulder diagnoses in secondary care, a one year cohort. *BMC Musculoskelet Disord.* 2014 Mar 18;15(1).
6. Teunis T, Lubberts B, Reilly BT, Ring D. A systematic review and pooled analysis of the prevalence of rotator cuff disease with increasing age. *J shoulder Elb Surg.* 2014 Dec 1;23(12):1913–21.
7. Minagawa H, Yamamoto N, Abe H, Fukuda M, Seki N, Kikuchi K, et al. Prevalence of symptomatic and asymptomatic rotator cuff tears in the general population: From mass-screening in one village. *J Orthop.* 2013;10(1):8–12.
8. Bigliani LU, Morrison DS AE. The morphology of the acromion and rotator cuff impingement. *Orthop Trans.* 1986;10:288–91.
9. Marco Martínez F, Cordero Ampuero J. *Traumatología y ortopedia. Miembro superior.* Elsevier; 2021. p. 27.
10. Kim HM, Dahiya N, Teefey SA, Middleton WD, Stobbs G, Steger-May K, et al. Location and initiation of degenerative rotator cuff tears: an analysis of three hundred and sixty shoulders. *J Bone Joint Surg Am.* 2010 May 1;92(5):1088–96.
11. Burkhart SS, Esch JC, Jolson RS. The rotator crescent and rotator cable: an anatomic description of the shoulder’s “suspension bridge.” *Arthroscopy.* 1993;9(6):611–6.
12. Moosmayer S, Smith HJ, Tariq R, Larmo A. Prevalence and characteristics of asymptomatic tears of the rotator cuff: an ultrasonographic and clinical study. *J Bone Joint Surg Br.* 2009 Feb;91(2):196–200.
13. Yamamoto A, Takagishi K, Osawa T, Yanagawa T, Nakajima D, Shitara H, et al. Prevalence and risk factors of a rotator cuff tear in the general population. *J shoulder Elb Surg.* 2010 Jan;19(1):116–20.
14. Park H Bin, Gwark JY, Im JH, Jung J, Na JB, Yoon CH. Factors Associated with Atraumatic Posterosuperior Rotator Cuff Tears. *J Bone Joint Surg Am.* 2018;100(16):1397–405.
15. Baumgarten KM, Gerlach D, Galatz LM, Teefey SA, Middleton WD, Ditsios K, et al. Cigarette smoking increases the risk for rotator cuff tears. *Clin Orthop Relat Res.* 2010;468(6):1534–41.
16. Longo UG, Berton A, Papapietro N, Maffulli N, Denaro V. Epidemiology, genetics and biological factors of rotator cuff tears. *Med Sport Sci.* 2012;57:1–9.
17. Tashjian RZ. Epidemiology, natural history, and indications for treatment of rotator cuff tears. *Clin Sports Med.* 2012 Oct;31(4):589–604.
18. Mall NA, Kim HM, Keener JD, Steger-May K, Teefey SA, Middleton WD, et al. Symptomatic progression of asymptomatic rotator cuff tears: a prospective study of clinical and sonographic variables. *J Bone Joint Surg Am.* 2010 Nov 17;92(16):2623–33.
19. Keener JD, Wei AS, Kim HM, Steger-May K, Yamaguchi K. Proximal humeral migration in shoulders with symptomatic and asymptomatic rotator cuff tears. *J Bone Joint Surg Am.* 2009 Jun 1;91(6):1405–13.
20. Gwilym SE, Watkins B, Cooper CD, Harvie P, Auplish S, Pollard TCB, et al. Genetic influences in the progression of tears of the rotator cuff. *J Bone Joint Surg Br.* 2009

- Jul;91(7):915–7.
21. Harvie P, Ostlere SJ, Teh J, McNally EG, Clipsham K, Burston BJ, et al. Genetic influences in the aetiology of tears of the rotator cuff. Sibling risk of a full-thickness tear. *J Bone Joint Surg Br.* 2004 Jul;86(5):696–700.
  22. Lugli T. Artificial shoulder joint by Péan (1893): the facts of an exceptional intervention and the prosthetic method. *Clin Orthop Relat Res.* 1978;Jun (133):215–8.
  23. Krueger F. A vitallium replica arthroplasty on the shoulder; a case report of aseptic necrosis of the proximal end of the humerus. *Surgery.* 1951;Dec; 30 (6):1005–11.
  24. Neer CS. Articular replacement for the humeral head. 1917. *Clin Orthop Relat Res.* 1994;Apr;37-A(2(307):3–6; discussion 2.
  25. Walch G and BP. Anatomical study of the proximal humerus: surgical technique consideration and prosthetic design rationale. In: *Shoulder arthroplasty.* 1999. p. 69–82.
  26. Neer CS. Replacement arthroplasty for glenohumeral osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Am.* 1974;56(1):1–13.
  27. Flatow EL, Harrison AK. A history of reverse total shoulder arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2011;469(9):2432–9.
  28. Berliner JL, Regalado-Magdos A, Ma CB, Feeley BT. Biomechanics of reverse total shoulder arthroplasty. *J shoulder Elb Surg.* 2015;24(1):150–60.
  29. Grammont PM, Baulot E. Delta shoulder prosthesis for rotator cuff rupture. Vol. 16, *Orthopedics.* Orthopedics; 1993. p. 65–8.
  30. O’Toole G, Cogswell L, Sauzies P, Valenti P, Katz D. A history of the reverse shoulder prosthesis. *Int J Shoulder Surg.* 2007;1(4):108.
  31. T. Bradley Edwards BJM. *Shoulder arthroplasty.* 2da ed. Elsevier; 2018.
  32. Wall B, Nové-Josserand L, O’Connor DP, Edwards TB, Walch G. Reverse total shoulder arthroplasty: a review of results according to etiology. *J Bone Joint Surg Am.* 2007;89(7):1476–85.
  33. Werner CML, Steinmann PA, Gilbert M, Gerber C. Treatment of painful pseudoparesis due to irreparable rotator cuff dysfunction with the Delta III reverse-ball-and-socket total shoulder prosthesis. *J Bone Joint Surg Am.* 2005 Jul;87(7):1476–86.
  34. Rittmeister M, Kerschbaumer F. Grammont reverse total shoulder arthroplasty in patients with rheumatoid arthritis and nonreconstructible rotator cuff lesions. *J shoulder Elb Surg.* 2001;10(1):17–22.
  35. Mata-Fink A, Meinke M, Jones C, Kim B, Bell JE. Reverse shoulder arthroplasty for treatment of proximal humeral fractures in older adults: a systematic review. *J shoulder Elb Surg.* 2013 Dec;22(12):1737–48.
  36. Martinez AA, Calvo A, Bejarano C, Carbonel I, Herrera A. The use of the Lima reverse shoulder arthroplasty for the treatment of fracture sequelae of the proximal humerus. *J Orthop Sci.* 2012;17(2):141–7.
  37. Raiss P, Bradley Edwards T, Da Silva MR, Bruckner T, Loew M, Walch G. Reverse shoulder arthroplasty for the treatment of nonunions of the surgical neck of the proximal part of the humerus (type-3 fracture sequelae). *J Bone Joint Surg Am.* 2014 Dec 17;96(24):2070–6.
  38. Patel DN, Young B, Onyekwelu I, Zuckerman JD, Kwon YW. Reverse total shoulder arthroplasty for failed shoulder arthroplasty. *J shoulder Elb Surg.* 2012 Nov;21(11):1478–83.
  39. Walker M, Willis MP, Brooks JP, Pupello D, Mulieri PJ, Frankle MA. The use of the reverse shoulder arthroplasty for treatment of failed total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elb Surg.* 2012 Apr 1;21(4):514–22.
  40. Kaa AKS, Jørgensen PH, Sjøbjerg JO, Johannsen H V. Reverse shoulder replacement after resection of the proximal humerus for bone tumours. *Bone Joint J.* 2013;95-B(11):1551–5.

41. McFarland EG, Huri G, Hyun YS, Petersen SA, Srikumaran U. Reverse Total Shoulder Arthroplasty without Bone-Grafting for Severe Glenoid Bone Loss in Patients with Osteoarthritis and Intact Rotator Cuff. *J Bone Joint Surg Am.* 2016;98(21):1801–7.
42. Feeley BT, Gallo RA, Craig E V. Cuff tear arthropathy: current trends in diagnosis and surgical management. *J shoulder Elb Surg.* 2009 May;18(3):484–94.
43. Drake GN, O’Connor DP, Edwards TB. Indications for reverse total shoulder arthroplasty in rotator cuff disease. *Clin Orthop Relat Res.* 2010;468(6):1526–33.
44. Kozak T, Bauer S, Walch G, Al-karawi S, Blakeney W. An update on reverse total shoulder arthroplasty: current indications, new designs, same old problems. *EFORT open Rev.* 2021 Mar 1;6(3):189–201.
45. Boileau P. Complications and revision of reverse total shoulder arthroplasty. Vol. 102, *Orthopaedics and Traumatology: Surgery and Research.* Elsevier Masson SAS; 2016. p. S33–43.
46. Groh GI, Groh GM. Complications rates, reoperation rates, and the learning curve in reverse shoulder arthroplasty. *J shoulder Elb Surg.* 2014 Mar;23(3):388–94.
47. Walch G, Bacle G, Lädermann A, Nové-Josserand L, Smithers CJ. Do the indications, results, and complications of reverse shoulder arthroplasty change with surgeon’s experience? *J shoulder Elb Surg.* 2012 Nov;21(11):1470–7.
48. Lee M, Chebli C, Mounce D, Bertelsen A, Richardson M, Matsen F. Intramedullary reaming for press-fit fixation of a humeral component removes cortical bone asymmetrically. *J shoulder Elb Surg.* 2008 Jan;17(1):150–5.
49. Dolci A, Melis B, Verona M, Capone A, Marongiu G. Complications and Intraoperative Fractures in Reverse Shoulder Arthroplasty: A Systematic Review. *Geriatr Orthop Surg Rehabil.* 2021 Sep 3;12.
50. Barco R, Savvidou OD, Sperling JW, Sanchez-Sotelo J, Cofield RH. Complications in reverse shoulder arthroplasty. *EFORT open Rev.* 2017 Mar 1;1(3):72–80.
51. Lädermann A, Edwards TB, Walch G. Arm lengthening after reverse shoulder arthroplasty: a review. *Int Orthop.* 2014;38(5):991–1000.
52. Scarlat MM. Complications with reverse total shoulder arthroplasty and recent evolutions. *Int Orthop.* 2013 May;37(5):843–51.
53. Lopiz Y, Rodriguez-González A, Martín-Albarrán S, Marcelo H, García-Fernández C, Marco F. Injury to the axillary and suprascapular nerves in rotator cuff arthropathy and after reverse shoulder arthroplasty: a prospective electromyographic analysis. *J Shoulder Elb Surg.* 2018;27(7).
54. Zhou HS, Chung JS, Yi PH, Li X, Price MD. Management of complications after reverse shoulder arthroplasty. *Curr Rev Musculoskelet Med.* 2015 Mar 1;8(1):92–7.
55. Lawrence C, Williams GR, Namdari S. Influence of glenosphere design on outcomes and complications of reverse arthroplasty: A systematic review. *CiOS Clin Orthop Surg.* 2016 Sep 1;8(3):288–97.
56. Zumstein MA, Pinedo M, Old J, Boileau P. Problems, complications, reoperations, and revisions in reverse total shoulder arthroplasty: A systematic review. Vol. 20, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery.* *J Shoulder Elbow Surg;* 2011. p. 146–57.
57. Boileau P, Melis B, Duperron D, Moineau G, Rumian AP, Han Y. Revision surgery of reverse shoulder arthroplasty. *J shoulder Elb Surg.* 2013 Oct;22(10):1359–70.
58. Lädermann A, Schwitzguebel AJ, Edwards TB, Godeneche A, Favard L, Walch G, et al. Glenoid loosening and migration in reverse shoulder arthroplasty. *Bone Joint J.* 2019 Apr;101-B(4):461–9.
59. Harman M, Frankle M, Vasey M, Banks S. Initial glenoid component fixation in “reverse” total shoulder arthroplasty: a biomechanical evaluation. *J shoulder Elb Surg.* 2005;14(1 Suppl S):S162–7.
60. Lopiz Y, Galán-Olleros M, Rodriguez-Rodriguez L, García-Fernández C, Marco F. Radiographic changes around the glenoid component in primary Reverse Shoulder

- Arthroplasty at mid-term follow-up. *J Shoulder Elb Surg.* 2020 Nov;
61. Martin SD, Zurakowski D, Thornhill TS. Uncemented glenoid component in total shoulder arthroplasty: Survivorship and outcomes. *J Bone Jt Surg - Ser A.* 2005 Jun;87(6):1284–92.
  62. Kilian CM, Press CM, Smith KM, O'Connor DP, Morris BJ, Elkousy HA, Gartsman GM, Edwards TB. Radiographic and clinical comparison of pegged and keeled glenoid components using modern cementing techniques: midterm results of a prospective randomized study. *J Shoulder Elbow Surg.* 2017 Dec;26(12):2078-2085
  63. Guarrella V, Chelli M, Domos P, Ascione F, Boileau P, Walch G. Risk factors for instability after reverse shoulder arthroplasty. *Shoulder Elb.* 2021 Feb 1;13(1):51–7.
  64. Trappey GJ, O'Connor DP, Bradley Edwards T. What are the instability and infection rates after reverse shoulder arthroplasty? *Clin Orthop Relat Res.* 2011;469(9):2505–11.
  65. Markes AR, Cheung E, Ma CB. Failed reverse shoulder arthroplasty and recommendations for revision. *Curr Rev Musculoskelet Med.* 2020 ;13(1).
  66. Chae J, Siljander M, Michael Wiater J. Instability in Reverse Total Shoulder Arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg.* 2018;26(17):587–96.
  67. Chalmers PN, Rahman Z, Romeo AA, Nicholson GP. Early dislocation after reverse total shoulder arthroplasty. *J shoulder Elb Surg.* 2014;23(5):737–44.
  68. Elston MJ, Dupaix JP, Opanova MI, Atkinson RE. *Cutibacterium acnes* (formerly *Propionibacterium acnes*) and Shoulder Surgery. *Hawai'i J Heal Soc Welf.* 2019 Nov 1;78(11 Suppl 2):3.
  69. King JJ, Dalton SS, Gulotta L V., Wright TW, Schoch BS. How common are acromial and scapular spine fractures after reverse shoulder arthroplasty? Vol. 101 B, *Bone and Joint Journal. British Editorial Society of Bone and Joint Surgery;* 2019. p. 627–34.
  70. Lópiz Y, Rodríguez-González A, García-Fernández C, Marco F. Fracturas de estrés de la escápula tras artroplastia invertida en artropatía de manguito: ¿cuál es su repercusión funcional? *Rev Esp Cir Ortop Traumatol.* 2015 Sep 1;59(5):318–25.
  71. Walch G, Mottier F, Wall B, Boileau P, Molé D, Favard L. Acromial insufficiency in reverse shoulder arthroplasties. Vol. 18, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery. J Shoulder Elbow Surg;* 2009. p. 495–502.
  72. Gauci MO, Cavalier M, Gonzalez JF, Holzer N, Baring T, Walch G, et al. Revision of failed shoulder arthroplasty: epidemiology, etiology, and surgical options. *J Shoulder Elb Surg.* 2020 Mar 1;29(3):541–9.
  73. Wagner E, Houdek MT, Elhassan BT, Sanchez-Sotelo J, Sperling JW, Cofield RH. Glenoid Bone-Grafting in Revision to a Reverse Total Shoulder Arthroplasty: Surgical Technique. *JBJS Essent Surg Tech.* 2016;6(4):1–14.
  74. Walch G, Badet R, Boulahia A, Houry A. Morphologic study of the glenoid in primary glenohumeral osteoarthritis. *J Arthroplasty.* 1999 Sep 1;14(6):756–60.
  75. Klein SM, Dunning P, Mulieri P, Pupello D, Downes K, Frankle MA. Effects of acquired glenoid bone defects on surgical technique and clinical outcomes in reverse shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2010 May 1;92(5):1144–54.
  76. Bercik MJ, Kruse K, Yalozis M, Gauci MO, Chaoui J, Walch G. A modification to the Walch classification of the glenoid in primary glenohumeral osteoarthritis using three-dimensional imaging. *J shoulder Elb Surg.* 2016 Oct 1;25(10):1601–6.
  77. Iannotti JP, Jun BJ, Patterson TE, Ricchetti ET. Quantitative Measurement of Osseous Pathology in Advanced Glenohumeral Osteoarthritis. *J Bone Jt Surg - Am Vol.* 2017 Sep 6;99(17):1460–8.
  78. Domos P, Santos Checchia C, Walch G. Walch B0 glenoid: pre-osteoarthritic posterior subluxation of the humeral head. *J Shoulder Elbow Surg.* 2018 Jan;27(1):181-188
  79. Sirveaux F, Favard L, Oudet D, Huquet D, Walch G, Molé D. Grammont inverted total shoulder arthroplasty in the treatment of glenohumeral osteoarthritis with massive rupture of the cuff. Results of a multicentre study of 80 shoulders. Vol. 86, *Journal of*

- Bone and Joint Surgery - Series B. *J Bone Joint Surg Br*; 2004. p. 388–95.
80. Lévigne C, Boileau P, Favard L, Garaud P, Molé D, Sirveaux F, et al. Scapular notching in reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elb Surg*. 2008 Nov;17(6):925–35.
  81. Walch G, Collotte P, Raiss P, Athwal GS, Gauci MO. The Characteristics of the Favard E4 Glenoid Morphology in Cuff Tear Arthropathy: A CT Study. *J Clin Med*. 2020 Nov 1;9(11):1–11.
  82. Habermeyer P, Magosch P, Luz V, Lichtenberg S. Three-dimensional glenoid deformity in patients with osteoarthritis: a radiographic analysis. *J Bone Joint Surg Am*. 2006 Jun;88(6):1301–7.
  83. Antuna SA, Sperling JW, Cofield RH, Rowland CM. Glenoid revision surgery after total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elb Surg*. 2001 May 1;10(3):217–24.
  84. Page RS, Haines JF, Trail I. Impaction bone grafting of the glenoid in revision shoulder arthroplasty: classification, technical description and early results. *Shoulder Elb*. 2009 Oct 1;1(2):81–8.
  85. Williams GR, Iannotti JP. Options for glenoid bone loss: composites of prosthetics and biologics. *J Shoulder Elb Surg*. 2007 Sep;16(5 Suppl).
  86. Gohlke F, Werner B, Wiese I. Glenoid reconstruction in revision shoulder arthroplasty. *Oper Orthop Traumatol*. 2019 Apr 1;31(2):98–114.
  87. Stephens SP, Paisley KC, Jeng J, Dutta AK, Wirth MA. Shoulder arthroplasty in the presence of posterior glenoid bone loss. Vol. 97, *Journal of Bone and Joint Surgery - American Volume*. *Journal of Bone and Joint Surgery Inc.*; 2015. p. 251–9.
  88. Sears BW, Johnston PS, Ramsey ML, Williams GR. Glenoid Bone Loss in Primary Total Shoulder Arthroplasty: Evaluation and Management. *J Am Acad Orthop Surg*. 2012 Sep;20(9):604–13.
  89. Melis B, Bonneville N, Neyton L, Lévigne C, Favard L, Walch G, et al. Glenoid loosening and failure in anatomical total shoulder arthroplasty: Is revision with a reverse shoulder arthroplasty a reliable option? *J Shoulder Elb Surg*. 2012 Mar 1;21(3):342–9.
  90. Chalmers PN, Boileau P, Romeo AA, Tashjian RZ. Revision Reverse Shoulder Arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg*. 2019 Jun 15;27(12):426–36.
  91. Kriechling P, Andronic O, Wieser K. Hemiarthroplasty as a salvage treatment for failed reverse total shoulder arthroplasty. *JSES Int*. 2021 Nov 1;5(6):1055–61.
  92. Neyton L, Walch G, Nové-Josserand L, Edwards TB. Glenoid corticocancellous bone grafting after glenoid component removal in the treatment of glenoid loosening. *J Shoulder Elb Surg*. 2006 Mar;15(2):173–9.
  93. Williams GR, Rockwood CA. Hemiarthroplasty in rotator cuff-deficient shoulders. *J Shoulder Elb Surg*. 1996;5(5):362–7.
  94. Hill JM, Norris TR. Long-Term Results of Total Shoulder Arthroplasty Following Bone-Grafting of the Glenoid. *J Bone Joint Surg Am*. 2001 Jun;83(6):877–83
  95. Klika BJ, Wooten CW, Sperling JW, Steinmann SP, Schleck CD, Harmsen WS, et al. Structural bone grafting for glenoid deficiency in primary total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elb Surg*. 2014;23(7):1066–72.
  96. Scalise JJ, Iannotti JP. Bone grafting severe glenoid defects in revision shoulder arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2008;466(1):139–45.
  97. Bateman E, Donald SM. Reconstruction of massive uncontained glenoid defects using a combined autograft-allograft construct with reverse shoulder arthroplasty: Preliminary results. *J Shoulder Elb Surg*. 2012 Jul 1;21(7):925–34.
  98. Lopiz Y, García-Fernández C, Arriaza A, Rizo B, Marcelo H, Marco F. Midterm outcomes of bone grafting in glenoid defects treated with reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elb Surg*. 2017;26(9).
  99. Anglin C, Wyss UP, Pichora DR. Mechanical testing of shoulder prostheses and recommendations for glenoid design. *J Shoulder Elb Surg*. 2000;9(4):323–31.
  100. James J, Allison MA, Werner FW, McBride DE, Basu NN, Sutton LG, et al. Reverse

- shoulder arthroplasty glenoid fixation: is there a benefit in using four instead of two screws? *J shoulder Elb Surg.* 2013 Aug;22(8):1030–6.
101. Werner BS, Böhm D, Abdelkawi A, Gohlke F. Glenoid bone grafting in reverse shoulder arthroplasty for long-standing anterior shoulder dislocation. *J Shoulder Elb Surg.* 2014 Nov 1;23(11):1655–61.
  102. Seidl AJ, Williams GR, Boileau P. Challenges in reverse shoulder arthroplasty: Addressing glenoid bone loss. *Orthopedics.* 2016 Jan 1;39(1):14–23.
  103. Riboh JC, Garrigues GE. Bone grafting in shoulder arthroplasty. *Orthopedics.* 2012 Nov;35(11):966–73.
  104. Walker M, Willis MP, Brooks JP, Pupello D, Mulieri PJ, Frankle MA. The use of the reverse shoulder arthroplasty for treatment of failed total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elb Surg.* 2012 Apr 1;21(4):514–22.
  105. Michael RJ, Schoch BS, King JJ, Wright TW. Managing Glenoid Bone Deficiency-The Augment Experience in Anatomic and Reverse Shoulder Arthroplasty. *Am J Orthop (Belle Mead NJ).* 2018 Mar;47(3).
  106. Kirsch JM, Patel M, Singh A, Lazarus MD, Williams GR, Namdari S. Early clinical and radiographic outcomes of an augmented baseplate in reverse shoulder arthroplasty for glenohumeral arthritis with glenoid deformity. *J shoulder Elb Surg.* 2021 Jul 1;30(7S):S123–30.
  107. Liuzza L, Mai DH, Grey S, Wright TW, Flurin PH, Roche CP, et al. Reverse Total Shoulder Arthroplasty with a Superior Augmented Glenoid Component for Favard Type-E1, E2, and E3 Glenoids. *J Bone Joint Surg Am.* 2020 Nov 4;102(21):1865–73.
  108. Abdic S, Knowles NK, Walch G, Johnson JA, Athwal GS. Type E2 glenoid bone loss orientation and management with augmented implants. *J shoulder Elb Surg.* 2020 Jul 1;29(7):1460–9.
  109. Stephens SP, Spencer EE, Wirth MA. Radiographic results of augmented all-polyethylene glenoids in the presence of posterior glenoid bone loss during total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elb Surg.* 2017 May 1;26(5):798–803.
  110. Bodendorfer BM, Loughran GJ, Looney AM, Velott AT, Stein JA, Lutton DM, et al. Short-term outcomes of reverse shoulder arthroplasty using a custom baseplate for severe glenoid deficiency. *J shoulder Elb Surg.* 2021 May 1;30(5):1060–7.
  111. Uri O, Beckles V, Falworth M, Higgs D, Lambert S. Revision arthroplasty with a hip-inspired computer-assisted design/computer-assisted manufacturing implant for glenoid-deficient shoulders. *J shoulder Elb Surg.* 2014 Feb;23(2):205–13.
  112. Almeida-Galárraga DA, Ros-Felip A, Serrano-Mateo L, Marco-Martínez F. Estudio de deformaciones en la articulación del hombro con técnicas experimentales optomecánicas. XXXV Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica. 2017
  113. Almeida-Galárraga DA. Aplicación de técnicas experimentales optomecánicas de campo continuo para el análisis de tensiones y deformaciones en la articulación del hombro humano. [Tesis doctoral]. Madrid:Universidad politécnica de Madrid; 2018.
  114. Almeida DA, Marco Martínez F, Serrano-Mateo L, Lagos M. Photoelastic analysis of shoulder arthroplasty: current descriptive analysis of research in scientific journals. *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering.* 2018
  115. Serrano-Mateo L. Estudio anatómico y fotoelástico de las prótesis invertidas de hombro. [Tesis doctoral]. Madrid:Universidad Complutense de Madrid; 2019.
  116. Requena A, Cruz C, Bastida A, Zuniga J. Rami Arieli: "The Laser Adventure" [Internet]. 2002. Disponible en <https://www.um.es/LEQ/laser/Preface/Toc.htm>
  117. Häggström M. Two rays with parallel directions but perpendicular polarization passing through a birefringent material [Internet]. 2010.
  118. Peindl RD, Harrow ME, Connor PM, Banks DM, D'Alessandro DF. Photoelastic stress freezing analysis of total shoulder replacement systems. *Exp Mech.* 2004

- Jun;44(3):228–34.
119. Pelletier MH, Langdown A, Gillies RM, Sonnabend DH, Walsh WR. Photoelastic comparison of strains in the underlying glenoid with metal-backed and all-polyethylene implants. *J Shoulder Elb Surg.* 2008 Sep 1;17(5):779–83.
  120. Briñez de León JC, Restrepo Martínez A, López Giraldo F. Estudios de fotoelasticidad: desarrollos y aplicaciones. *Revista politécnica.* 2013;9(16):27-36
  121. Francés A, Claramunt R, Cebrian J-L, Marco F, Lópiz Y, Rullanç RM, et al. Biomechanical assays for the study of the effects of hip prostheses: application to the reconstruction of bone defects with femoral allografts. *Musculoskelet Surg.* 2013 Aug;97(2):123–30.
  122. Yang CC, Lu CL, Wu CH, Wu JJ, Huang T Le, Chen R, et al. Stress analysis of glenoid component in design of reverse shoulder prosthesis using finite element method. *J shoulder Elb Surg.* 2013 Jul;22(7):932–9.
  123. Villarroel Guerra M, Medina Otazo E. Técnica Anatómica para Restaurar y/o Reproducir Piezas Óseas Humanas de Difícil Obtención, para la Investigación y Docencia Científica. *Int J Morphol.* 2011 Jun;29(2):532–6.
  124. De Wilde LF, Audenaert EA, Berghs BM. Shoulder prostheses treating cuff tear arthropathy: A comparative biomechanical study. *J Orthop Res.* 2004 Nov 1;22(6):1222–30.
  125. Middernacht B, De Roo PJ, Van Maele G, De Wilde LF. Consequences of scapular anatomy for reversed total shoulder arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2008;466(6):1410–8.
  126. Almeida-Galárraga D, Ros-Felip A, Álvarez-Sánchez V, Marco-Martinez F, Serrano-Mateo L. Modelo físico basado en cinemática y análisis experimental del complejo articular del hombro. *Ing e Investig.* 2017 Dec 1;37(3):115–23.
  127. Welsher A, Gohal C, Madden K, Miller B, Bedi A, Alolabi B, et al. A comparison of pegged vs. keeled glenoid components regarding functional and radiographic outcomes in anatomic total shoulder arthroplasty: a systematic review and meta-analysis. *JSES Open Access.* 2019 Oct;3(3):136-144.e1.
  128. Vavken P, Sadoghi P, von Keudell A, Rosso C, Valderrabano V, Müller AM. Rates of radiolucency and loosening after total shoulder arthroplasty with pegged or keeled glenoid components. *J Bone Joint Surg Am.* 2013 Feb 6;95(3):215-21
  129. Lung TS, Cruickshank D, Grant HJ, Rainbow MJ, Bryant TJ, Bicknell RT. Factors contributing to glenoid baseplate micromotion in reverse shoulder arthroplasty: a biomechanical study. *J shoulder Elb Surg.* 2019 Apr 1;28(4):648–53.
  130. Torkan LF, Bryant JT, Bicknell RT, Ploeg HL. Central fixation element type and length affect glenoid baseplate micromotion in reverse shoulder arthroplasty. *J shoulder Elb Surg.* 2022 Jul 1;31(7):1385–92.
  131. Harrow ME. An interactive computer graphics tool for visualization of three-dimensional photoelastic stress frozen models: a study of total shoulder arthroplasty glenoid components. University of North Carolina;1999.
  132. Simovitch R, Flurin PH, Wright T, Zuckerman JD, Roche CP. Quantifying success after total shoulder arthroplasty: the minimal clinically important difference. *J shoulder Elb Surg.* 2018 Feb 1;27(2):298–305.
  133. Werner BC, Chang B, Nguyen JT, Dines DM, Gulotta L V. What Change in American Shoulder and Elbow Surgeons Score Represents a Clinically Important Change After Shoulder Arthroplasty? *Clin Orthop Relat Res.* 2016 Dec 1;474(12):2672–81.
  134. Werner BS, Abdelkawi AF, Boehm D, Hudek R, Plumhoff P, Burkhart KJ, et al. Long-term analysis of revision reverse shoulder arthroplasty using cemented long stems. *J shoulder Elb Surg.* 2017 Feb 1;26(2):273–8.
  135. Sheth MM, Heldt BL, Spell JH, Vidal EA, Laughlin MS, Morris BJ, et al. Patient satisfaction and clinical outcomes of reverse shoulder arthroplasty: a minimum of 10 years' follow-up. *J shoulder Elb Surg.* 2022 Apr 1;31(4):875–83.

136. Wagner E, Houdek MT, Griffith T, Elhassan BT, Sanchez-Sotelo J, Sperling JW, et al. Glenoid bone-grafting in revision to a reverse total shoulder arthroplasty. *J Bone Jt Surg - Am Vol.* 2015;97(20):1653–60.
137. Kelly JD, Zhao JX, Hobgood ER, Norris TR. Clinical results of revision shoulder arthroplasty using the reverse prosthesis. *J Shoulder Elb Surg.* 2012 Nov;21(11):1516–25.
138. Malhas AM, Granville-Chapman J, Robinson PM, Brookes-Fazakerley S, Walton M, Monga P, Bale S, Trail I. Reconstruction of the glenoid using autologous bone-graft and the SMR Axioma TT metal-backed prosthesis: the first 45 sequential cases at a minimum of two years' follow-up. *Bone Joint J.* 2018 Dec;100-B(12):1609-1617
139. Malahias MA, Chytas D, Kostretzis L, Brilakis E, Fandridis E, Hantes M, Antonogiannakis E. Bone grafting in primary and revision reverse total shoulder arthroplasty for the management of glenoid bone loss: A systematic review. *J Orthop.* 2019 Dec 10;20:78-86.

## BIBLIOGRAFÍA POR ORDEN ALFABÉTICO

- Abdic S, Knowles NK, Walch G, Johnson JA, Athwal GS. Type E2 glenoid bone loss orientation and management with augmented implants. *J shoulder Elb Surg.* 2020 Jul 1;29(7):1460–9.
- Almeida DA, Marco Martínez F, Serrano-Mateo L, Lagos M. Photoelastic analysis of shoulder arthroplasty: current descriptive analysis of research in scientific journals. *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering.* 2018
- Almeida-Galárraga D, Ros-Felip A, Álvarez-Sánchez V, Marco-Martinez F, Serrano-Mateo L. Modelo físico basado en cinemática y análisis experimental del complejo articular del hombro. *Ing e Investig.* 2017 Dec 1;37(3):115–23.
- Almeida-Galárraga DA, Ros-Felip A, Serrano-Mateo L, Marco-Martinez F. Estudio de deformaciones en la articulación del hombro con técnicas experimentales optomecánicas. XXXV Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica. 2017
- Almeida-Galárraga DA. Aplicación de técnicas experimentales optomecánicas de campo continuo para el análisis de tensiones y deformaciones en la articulación del hombro humano. [Tesis doctoral]. Madrid:Universidad politécnica de Madrid; 2018.
- Anglin C, Wyss UP, Pichora DR. Mechanical testing of shoulder prostheses and recommendations for glenoid design. *J shoulder Elb Surg.* 2000;9(4):323–31.
- Antuna SA, Sperling JW, Cofield RH, Rowland CM. Glenoid revision surgery after total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elb Surg.* 2001 May 1;10(3):217–24.
- Barco R, Savvidou OD, Sperling JW, Sanchez-Sotelo J, Cofield RH. Complications in reverse shoulder arthroplasty. *EFORT open Rev.* 2017 Mar 1;1(3):72–80.
- Bateman E, Donald SM. Reconstruction of massive uncontained glenoid defects using a combined autograft-allograft construct with reverse shoulder arthroplasty: Preliminary results. *J Shoulder Elb Surg.* 2012 Jul 1;21(7):925–34.
- Baumgarten KM, Gerlach D, Galatz LM, Teefey SA, Middleton WD, Ditsios K, et al. Cigarette smoking increases the risk for rotator cuff tears. *Clin Orthop Relat Res.* 2010 ;468(6):1534–41.
- Bercik MJ, Kruse K, Yalozis M, Gauci MO, Chaoui J, Walch G. A modification to the Walch classification of the glenoid in primary glenohumeral osteoarthritis using three-dimensional imaging. *J shoulder Elb Surg.* 2016 Oct 1;25(10):1601–6.
- Berliner JL, Regalado-Magdos A, Ma CB, Feeley BT. Biomechanics of reverse total shoulder arthroplasty. *J shoulder Elb Surg.* 2015;24(1):150–60.
- Bigliani LU, Morrison DS AE. The morphology of the acromion and rotator cuff impingement. *Orthop Trans.* 1986;10:288–91.
- Bodendorfer BM, Loughran GJ, Looney AM, Velott AT, Stein JA, Lutton DM, et al. Short-term outcomes of reverse shoulder arthroplasty using a custom baseplate for severe glenoid deficiency. *J shoulder Elb Surg.* 2021 May 1;30(5):1060–7.

- Boileau P, Melis B, Duperron D, Moineau G, Rumian AP, Han Y. Revision surgery of reverse shoulder arthroplasty. *J shoulder Elb Surg.* 2013 Oct;22(10):1359–70.
- Boileau P. Complications and revision of reverse total shoulder arthroplasty. Vol. 102, *Orthopaedics and Traumatology: Surgery and Research.* Elsevier Masson SAS; 2016. p. S33–43.
- Briñez de León JC, Restrepo Martínez A, López Giraldo F. Estudios de fotoelasticidad: desarrollos y aplicaciones. *Revista politécnica.* 2013;9(16):27-36
- Burkhart SS, Esch JC, Jolson RS. The rotator crescent and rotator cable: an anatomic description of the shoulder's "suspension bridge." *Arthroscopy.* 1993;9(6):611–6.
- Chae J, Siljander M, Michael Wiater J. Instability in Reverse Total Shoulder Arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg.* 2018;26(17):587–96.
- Chalmers PN, Boileau P, Romeo AA, Tashjian RZ. Revision Reverse Shoulder Arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg.* 2019 Jun 15;27(12):426-436.
- Chalmers PN, Rahman Z, Romeo AA, Nicholson GP. Early dislocation after reverse total shoulder arthroplasty. *J shoulder Elb Surg.* 2014;23(5):737–44.
- Churchill RS, Brems JJ, Kotschi H. Glenoid size, inclination, and version: an anatomic study. *J shoulder Elb Surg.* 2001;10(4):327–32.
- De Wilde LF, Audenaert EA, Berghs BM. Shoulder prostheses treating cuff tear arthropathy: A comparative biomechanical study. *J Orthop Res.* 2004 Nov 1 ;22(6):1222–30.
- Dolci A, Melis B, Verona M, Capone A, Marongiu G. Complications and Intraoperative Fractures in Reverse Shoulder Arthroplasty: A Systematic Review. *Geriatr Orthop Surg Rehabil.* 2021 Sep 3;12.
- Domos P, Santos Checchia C, Walch G. Walch B0 glenoid: pre-osteoarthritic posterior subluxation of the humeral head. *J Shoulder Elbow Surg.* 2018 Jan;27(1):181-188
- Drake GN, O'Connor DP, Edwards TB. Indications for reverse total shoulder arthroplasty in rotator cuff disease. *Clin Orthop Relat Res.* 2010;468(6):1526–33.
- Edwards BT, Morris BJ. *Shoulder arthroplasty.* 2nd ed. Elsevier; 2018.
- Elston MJ, Dupaix JP, Opanova MI, Atkinson RE. *Cutibacterium acnes* (formerly *Propionibacterium acnes*) and Shoulder Surgery. *Hawai'i J Heal Soc Welf.* 2019 Nov 1;78(11 Suppl 2):3.
- Feeley BT, Gallo RA, Craig E V. Cuff tear arthropathy: current trends in diagnosis and surgical management. *J shoulder Elb Surg.* 2009 May;18(3):484–94.
- Flatow EL, Harrison AK. A history of reverse total shoulder arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2011;469(9):2432–9.

Francés A, Claramunt R, Cebrian J-L, Marco F, Lópiz Y, Rullanç RM, et al. Biomechanical assays for the study of the effects of hip prostheses: application to the reconstruction of bone defects with femoral allografts. *Musculoskelet Surg*. 2013 Aug;97(2):123–30.

Gauci MO, Cavalier M, Gonzalez JF, Holzer N, Baring T, Walch G, et al. Revision of failed shoulder arthroplasty: epidemiology, etiology, and surgical options. *J Shoulder Elb Surg*. 2020 Mar 1;29(3):541–9.

Gohlke F, Werner B, Wiese I. Glenoid reconstruction in revision shoulder arthroplasty. *Oper Orthop Traumatol*. 2019 Apr 1;31(2):98–114.

Grammont PM, Baulot E. Delta shoulder prosthesis for rotator cuff rupture .Vol. 16, *Orthopedics*. *Orthopedics*; 1993. p. 65–8.

Groh GI, Groh GM. Complications rates, reoperation rates, and the learning curve in reverse shoulder arthroplasty. *J shoulder Elb Surg*. 2014 Mar;23(3):388–94.

Guarrella V, Chelli M, Domos P, Ascione F, Boileau P, Walch G. Risk factors for instability after reverse shoulder arthroplasty. *Shoulder Elb*. 2021 Feb 1;13(1):51–7.

Gwilym SE, Watkins B, Cooper CD, Harvie P, Auplish S, Pollard TCB, et al. Genetic influences in the progression of tears of the rotator cuff. *J Bone Joint Surg Br*. 2009 Jul;91(7):915–7.

Habermeyer P, Magosch P, Luz V, Lichtenberg S. Three-dimensional glenoid deformity in patients with osteoarthritis: a radiographic analysis. *J Bone Joint Surg Am*. 2006 Jun;88(6):1301–7.

Häggström M. Two rays with parallel directions but perpendicular polarization passing through a birefringent material [Internet]. 2010.

Harman M, Frankle M, Vasey M, Banks S. Initial glenoid component fixation in “reverse” total shoulder arthroplasty: a biomechanical evaluation. *J shoulder Elb Surg* . 2005 ;14(1 Suppl S):S162–7.

Harrow ME. An interactive computer graphics tool for visualization of three-dimensional photoelastic stress frozen models: a study of total shoulder arthroplasty glenoid components. *University of North Carolina*;1999.

Harvie P, Ostlere SJ, Teh J, McNally EG, Clipsham K, Burston BJ, et al. Genetic influences in the aetiology of tears of the rotator cuff. Sibling risk of a full-thickness tear. *J Bone Joint Surg Br*. 2004 Jul;86(5):696–700.

Hill JM, Norris TR. Long-Term Results of Total Shoulder Arthroplasty Following Bone-Grafting of the Glenoid. *J Bone Joint Surg Am*. 2001 Jun;83(6):877-83

Hodgetts CJ, Leboeuf-Yde C, Beynon A, Walker BF. Shoulder pain prevalence by age and within occupational groups: a systematic review. *Arch Physiother*. 2021 Dec ;11(1).

Iannotti JP, Jun BJ, Patterson TE, Ricchetti ET. Quantitative Measurement of Osseous Pathology in Advanced Glenohumeral Osteoarthritis. *J Bone Jt Surg - Am Vol*. 2017 Sep 6;99(17):1460–8.

James J, Allison MA, Werner FW, McBride DE, Basu NN, Sutton LG, et al. Reverse shoulder arthroplasty glenoid fixation: is there a benefit in using four instead of two screws? *J shoulder Elb Surg*. 2013 Aug;22(8):1030–6.

Juel NG, Natvig B. Shoulder diagnoses in secondary care, a one year cohort. *BMC Musculoskelet Disord*. 2014 Mar 18;15(1).

Kaa AKS, Jørgensen PH, Sjøbjerg JO, Johannsen H V. Reverse shoulder replacement after resection of the proximal humerus for bone tumours. *Bone Joint J*. 2013;95-B(11):1551–5.

Keener JD, Wei AS, Kim HM, Steger-May K, Yamaguchi K. Proximal humeral migration in shoulders with symptomatic and asymptomatic rotator cuff tears. *J Bone Joint Surg Am* . 2009 Jun 1;91(6):1405–13.

Kelly JD, Zhao JX, Hobgood ER, Norris TR. Clinical results of revision shoulder arthroplasty using the reverse prosthesis. *J Shoulder Elb Surg*. 2012 Nov;21(11):1516–25.

Kilian CM, Press CM, Smith KM, O'Connor DP, Morris BJ, Elkousy HA, Gartsman GM, Edwards TB. Radiographic and clinical comparison of pegged and keeled glenoid components using modern cementing techniques: midterm results of a prospective randomized study. *J Shoulder Elbow Surg*. 2017 Dec;26(12):2078-2085

Kim HM, Dahiya N, Teefey SA, Middleton WD, Stobbs G, Steger-May K, et al. Location and initiation of degenerative rotator cuff tears: an analysis of three hundred and sixty shoulders. *J Bone Joint Surg Am*. 2010 May 1;92(5):1088–96.

King JJ, Dalton SS, Gulotta L V., Wright TW, Schoch BS. How common are acromial and scapular spine fractures after reverse shoulder arthroplasty?. Vol. 101 B, *Bone and Joint Journal*. British Editorial Society of Bone and Joint Surgery; 2019. p. 627–34.

Kirsch JM, Patel M, Singh A, Lazarus MD, Williams GR, Namdari S. Early clinical and radiographic outcomes of an augmented baseplate in reverse shoulder arthroplasty for glenohumeral arthritis with glenoid deformity. *J shoulder Elb Surg*. 2021 Jul 1;30(7S):S123–30.

Klein SM, Dunning P, Mulieri P, Pupello D, Downes K, Frankle MA. Effects of acquired glenoid bone defects on surgical technique and clinical outcomes in reverse shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am [Internet]*. 2010 May 1;92(5):1144–54.

Klika BJ, Wooten CW, Sperling JW, Steinmann SP, Schleck CD, Harmsen WS, et al. Structural bone grafting for glenoid deficiency in primary total shoulder arthroplasty. *J shoulder Elb Surg*. 2014;23(7):1066–72.

Kozak T, Bauer S, Walch G, Al-karawi S, Blakeney W. An update on reverse total shoulder arthroplasty: current indications, new designs, same old problems. *EFORT open Rev*. 2021 Mar 1;6(3):189–201.

Kriechling P, Andronic O, Wieser K. Hemiarthroplasty as a salvage treatment for failed reverse total shoulder arthroplasty. *JSES Int*. 2021 Nov 1;5(6):1055–61.

Krueger F. A vitallium replica arthroplasty on the shoulder; a case report of aseptic necrosis of the proximal end of the humerus. *Surgery*. 1951;Dec; 30 (6:1005–11.

Lädemann A, Edwards TB, Walch G. Arm lengthening after reverse shoulder arthroplasty: a review. *Int Orthop*. 2014;38(5):991–1000.

Lädemann A, Schwitzgubel AJ, Edwards TB, Godeneche A, Favard L, Walch G, et al. Glenoid loosening and migration in reverse shoulder arthroplasty. *Bone Joint J*. 2019 Apr;101-B(4):461–9.

Lawrence C, Williams GR, Namdari S. Influence of glenosphere design on outcomes and complications of reverse arthroplasty: A systematic review. *CiOS Clin Orthop Surg*. 2016 Sep 1;8(3):288–97.

Lee M, Chebli C, Mounce D, Bertelsen A, Richardson M, Matsen F. Intramedullary reaming for press-fit fixation of a humeral component removes cortical bone asymmetrically. *J shoulder Elb Surg*. 2008 Jan;17(1):150–5.

Lévigne C, Boileau P, Favard L, Garaud P, Molé D, Sirveaux F, et al. Scapular notching in reverse shoulder arthroplasty. *J shoulder Elb Surg*. 2008 Nov;17(6):925–35.

Liuzza L, Mai DH, Grey S, Wright TW, Flurin PH, Roche CP, et al. Reverse Total Shoulder Arthroplasty with a Superior Augmented Glenoid Component for Favard Type-E1, E2, and E3 Glenoids. *J Bone Joint Surg Am*. 2020 Nov 4;102(21):1865–73.

Longo UG, Berton A, Papapietro N, Maffulli N, Denaro V. Epidemiology, genetics and biological factors of rotator cuff tears. *Med Sport Sci*. 2012;57:1–9.

Lopez Y, Galán-Olleros M, Rodríguez-Rodríguez L, García-Fernández C, Marco F. Radiographic changes around the glenoid component in primary Reverse Shoulder Arthroplasty at mid-term follow-up. *J Shoulder Elbow Surg*. 2021 Jul;30(7):e378-e391.

Lopez Y, García-Fernández C, Arriaza A, Rizo B, Marcelo H, Marco F. Midterm outcomes of bone grafting in glenoid defects treated with reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elb Surg*. 2017;26(9).

López Y, Rodríguez-González A, García-Fernández C, Marco F. Fracturas de estrés de la escápula tras artroplastia invertida en artropatía de manguito: ¿cuál es su repercusión funcional? *Rev Esp Cir Ortop Traumatol*. 2015 Sep 1;59(5):318–25.

Lopez Y, Rodríguez-González A, Martín-Albarrán S, Marcelo H, García-Fernández C, Marco F. Injury to the axillary and suprascapular nerves in rotator cuff arthropathy and after reverse shoulder arthroplasty: a prospective electromyographic analysis. *J Shoulder Elb Surg*. 2018;27(7).

Lugli T. Artificial shoulder joint by Péan (1893): the facts of an exceptional intervention and the prosthetic method. *Clin Orthop Relat Res*. 1978;Jun (133):215–8.

Luime JJ, Koes BW, Hendriksen IJM, Burdorf A, Verhagen AP, Miedema HS, et al. Prevalence and incidence of shoulder pain in the general population; a systematic review. *Scand J Rheumatol*. 2004;33(2):73–81.

Lung TS, Cruickshank D, Grant HJ, Rainbow MJ, Bryant TJ, Bicknell RT. Factors contributing to glenoid baseplate micromotion in reverse shoulder arthroplasty: a biomechanical study. *J shoulder Elb Surg*. 2019 Apr 1;28(4):648–53.

Malahias M-A, Chytas D, Kostretzis L, Brilakis E, Fandridis E, Hantes M, et al. Bone grafting in primary and revision reverse total shoulder arthroplasty for the management of glenoid bone loss: A systematic review. *J Orthop*. 2019 Dec 10;20:78-86

Malhas AM, Granville-Chapman J, Robinson PM, Brookes-Fazakerley S, Walton M, Monga P, et al. Reconstruction of the glenoid using autologous bone-graft and the SMR Axioma TT metal-backed prosthesis: The first 45 sequential cases at a minimum of two years' follow-up. *Bone Jt J*. 2018 Dec;100-B(12):1609-1617

Mall NA, Kim HM, Keener JD, Steger-May K, Teefey SA, Middleton WD, et al. Symptomatic progression of asymptomatic rotator cuff tears: a prospective study of clinical and sonographic variables. *J Bone Joint Surg Am*. 2010;92(16):2623–33.

Marco Martínez F, Cordero Ampuero J. *Traumatología y ortopedia. Miembro superior*. Elsevier; 2021. p. 27

Markes AR, Cheung E, Ma CB. Failed Reverse Shoulder Arthroplasty and Recommendations for Revision. *Curr Rev Musculoskelet Med*. 2020 ;13(1).

Martin SD, Zurakowski D, Thornhill TS. Uncemented glenoid component in total shoulder arthroplasty: Survivorship and outcomes. *J Bone Jt Surg*. 2005 Jun;87(6):1284–92.

Martinez AA, Calvo A, Bejarano C, Carbonel I, Herrera A. The use of the Lima reverse shoulder arthroplasty for the treatment of fracture sequelae of the proximal humerus. *J Orthop Sci*. 2012;17(2):141–7.

Mata-Fink A, Meinke M, Jones C, Kim B, Bell JE. Reverse shoulder arthroplasty for treatment of proximal humeral fractures in older adults: a systematic review. *J shoulder Elb Surg*. 2013 Dec;22(12):1737–48.

McFarland EG, Huri G, Hyun YS, Petersen SA, Srikumaran U. Reverse Total Shoulder Arthroplasty without Bone-Grafting for Severe Glenoid Bone Loss in Patients with Osteoarthritis and Intact Rotator Cuff. *J Bone Joint Surg Am*. 2016 ;98(21):1801–7.

Melis B, Bonnevalle N, Neyton L, Lévine C, Favard L, Walch G, et al. Glenoid loosening and failure in anatomical total shoulder arthroplasty: Is revision with a reverse shoulder arthroplasty a reliable option? *J Shoulder Elb Surg*. 2012 Mar 1;21(3):342–9.

Michael RJ, Schoch BS, King JJ, Wright TW. Managing Glenoid Bone Deficiency-The Augment Experience in Anatomic and Reverse Shoulder Arthroplasty. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)*. 2018 Mar;47(3).

Middernacht B, De Roo PJ, Van Maele G, De Wilde LF. Consequences of scapular anatomy for reversed total shoulder arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2008;466(6):1410–8.

Minagawa H, Yamamoto N, Abe H, Fukuda M, Seki N, Kikuchi K, et al. Prevalence of symptomatic and asymptomatic rotator cuff tears in the general population: From mass-screening in one village. *J Orthop.* 2013;10(1):8–12.

Moosmayer S, Smith HJ, Tariq R, Larmo A. Prevalence and characteristics of asymptomatic tears of the rotator cuff: an ultrasonographic and clinical study. *J Bone Joint Surg Br.* 2009 Feb;91(2):196–200.

Neer CS. Articular replacement for the humeral head. 1917. *Clin Orthop Relat Res.* 1994;Apr;37-A(2(307):3–6; discussion 2.

Neer CS. Replacement arthroplasty for glenohumeral osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Am.* 1974;56(1):1–13.

Neyton L, Walch G, Nové-Josserand L, Edwards TB. Glenoid corticocancellous bone grafting after glenoid component removal in the treatment of glenoid loosening. *J shoulder Elb Surg.* 2006 Mar;15(2):173–9.

O'Toole G, Cogswell L, Sauzieres P, Valenti P, Katz D. A history of the reverse shoulder prosthesis. *Int J Shoulder Surg.* 2007;1(4):108.

Page RS, Haines JF, Trail I. Impaction bone grafting of the glenoid in revision shoulder arthroplasty: classification, technical description and early results. *Shoulder Elb.* 2009 Oct 1;1(2):81–8.

Park H Bin, Gwark JY, Im JH, Jung J, Na JB, Yoon CH. Factors Associated with Atraumatic Posterosuperior Rotator Cuff Tears. *J Bone Joint Surg Am.* 2018 ;100(16):1397–405.

Patel DN, Young B, Onyekwelu I, Zuckerman JD, Kwon YW. Reverse total shoulder arthroplasty for failed shoulder arthroplasty. *J shoulder Elb Surg.* 2012 Nov ;21(11):1478–83.

Peindl RD, Harrow ME, Connor PM, Banks DM, D'Alessandro DF. Photoelastic stress freezing analysis of total shoulder replacement systems. *Exp Mech.* 2004 Jun ;44(3):228–34.

Pelletier MH, Langdown A, Gillies RM, Sonnabend DH, Walsh WR. Photoelastic comparison of strains in the underlying glenoid with metal-backed and all-polyethylene implants. *J Shoulder Elb Surg.* 2008 Sep 1;17(5):779–83.

Raiss P, Bradley Edwards T, Da Silva MR, Bruckner T, Loew M, Walch G. Reverse shoulder arthroplasty for the treatment of nonunions of the surgical neck of the proximal part of the humerus (type-3 fracture sequelae). *J Bone Joint Surg Am.* 2014 Dec 17;96(24):2070–6.

Requena A, Cruz C, Bastida A, Zuniga J. Rami Arieli: "The Laser Adventure" [Internet]. 2002. Disponible en <https://www.um.es/LEQ/laser/Ch-7/F7s5t3p1.htm>

Riboh JC, Garrigues GE. Bone grafting in shoulder arthroplasty. *Orthopedics.* 2012 Nov;35(11):966–73.

Rittmeister M, Kerschbaumer F. Grammont reverse total shoulder arthroplasty in patients with rheumatoid arthritis and nonreconstructible rotator cuff lesions. *J shoulder Elb Surg.* 2001;10(1):17–22.

Scalise JJ, Iannotti JP. Bone grafting severe glenoid defects in revision shoulder arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2008 ;466(1):139–45.

Scarlat MM. Complications with reverse total shoulder arthroplasty and recent evolutions. *Int Orthop.* 2013 May;37(5):843–51.

Sears BW, Johnston PS, Ramsey ML, Williams GR. Glenoid Bone Loss in Primary Total Shoulder Arthroplasty: Evaluation and Management. *J Am Acad Orthop Surg.* 2012 Sep;20(9):604–13.

Seidl AJ, Williams GR, Boileau P. Challenges in reverse shoulder arthroplasty: Addressing glenoid bone loss. *Orthopedics.* 2016 Jan 1;39(1):14–23.

Serrano-Mateo L. Estudio anatómico y fotoelástico de las prótesis invertidas de hombro. [Tesis doctoral]. Madrid:Universidad Complutense de Madrid; 2019.

Sheth MM, Heldt BL, Spell JH, Vidal EA, Laughlin MS, Morris BJ, et al. Patient satisfaction and clinical outcomes of reverse shoulder arthroplasty: a minimum of 10 years' follow-up. *J shoulder Elb Surg.* 2022 Apr 1;31(4):875–83.

Simovitch R, Flurin PH, Wright T, Zuckerman JD, Roche CP. Quantifying success after total shoulder arthroplasty: the minimal clinically important difference. *J shoulder Elb Surg.* 2018 Feb 1;27(2):298–305.

Sirveaux F, Favard L, Oudet D, Huquet D, Walch G, Molé D. Grammont inverted total shoulder arthroplasty in the treatment of glenohumeral osteoarthritis with massive rupture of the cuff. Results of a multicentre study of 80 shoulders. Vol. 86, *Journal of Bone and Joint Surgery - Series B.* *J Bone Joint Surg Br;* 2004. p. 388–95.

Stephens SP, Paisley KC, Jeng J, Dutta AK, Wirth MA. Shoulder arthroplasty in the presence of posterior glenoid bone loss. Vol. 97, *Journal of Bone and Joint Surgery - American Volume.* *Journal of Bone and Joint Surgery Inc.;* 2015. p. 251–9.

Stephens SP, Spencer EE, Wirth MA. Radiographic results of augmented all-polyethylene glenoids in the presence of posterior glenoid bone loss during total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elb Surg.* 2017 May 1;26(5):798–803.

Tashjian RZ. Epidemiology, natural history, and indications for treatment of rotator cuff tears. *Clin Sports Med.* 2012 Oct;31(4):589–604.

Teunis T, Lubberts B, Reilly BT, Ring D. A systematic review and pooled analysis of the prevalence of rotator cuff disease with increasing age. *J shoulder Elb Surg.* 2014 Dec 1;23(12):1913–21.

Torkan LF, Bryant JT, Bicknell RT, Ploeg HL. Central fixation element type and length affect glenoid baseplate micromotion in reverse shoulder arthroplasty. *J shoulder Elb Surg.* 2022 Jul 1;31(7):1385–92

Trappey GJ, O'Connor DP, Bradley Edwards T. What are the instability and infection rates after reverse shoulder arthroplasty? *Clin Orthop Relat Res.* 2011 ;469(9):2505–11.

Uri O, Beckles V, Falworth M, Higgs D, Lambert S. Revision arthroplasty with a hip-inspired computer-assisted design/computer-assisted manufacturing implant for glenoid-deficient shoulders. *J shoulder Elb Surg.* 2014 Feb;23(2):205–13.

Vavken P, Sadoghi P, von Keudell A, Rosso C, Valderrabano V, Müller AM. Rates of radiolucency and loosening after total shoulder arthroplasty with pegged or keeled glenoid components. *J Bone Joint Surg Am.* 2013 Feb 6;95(3):215-21

Villarroel Guerra M, Medina Otazo E. Técnica Anatómica para Restaurar y/o Reproducir Piezas Óseas Humanas de Dificil Obtención, para la Investigación y Docencia Científica. *Int J Morphol.* 2011 Jun;29(2):532–6.

Wagner E, Houdek MT, Elhassan BT, Sanchez-Sotelo J, Sperling JW, Cofield RH. Glenoid Bone-Grafting in Revision to a Reverse Total Shoulder Arthroplasty: Surgical Technique. *JBJS Essent Surg Tech.* 2016;6(4):1–14.

Wagner E, Houdek MT, Griffith T, Elhassan BT, Sanchez-Sotelo J, Sperling JW, et al. Glenoid bone-grafting in revision to a reverse total shoulder arthroplasty. *J Bone Jt Surg - Am Vol.* 2015;97(20):1653–60.

Walch G and BP. Anatomical study of the proximal humerus: surgical technique consideration and prosthetic design rationale. *Shoulder arthroplasty.* 1999. p. 69–82.

Walch G, Bacle G, Lädermann A, Nové-Josserand L, Smithers CJ. Do the indications, results, and complications of reverse shoulder arthroplasty change with surgeon's experience? *J shoulder Elb Surg.* 2012 Nov;21(11):1470–7.

Walch G, Badet R, Boulahia A, Khoury A. Morphologic study of the glenoid in primary glenohumeral osteoarthritis. *J Arthroplasty.* 1999 Sep 1;14(6):756–60.

Walch G, Collotte P, Raiss P, Athwal GS, Gauci MO. The Characteristics of the Favard E4 Glenoid Morphology in Cuff Tear Arthropathy: A CT Study. *J Clin Med.* 2020 Nov 1;9(11):1–11.

Walch G, Mottier F, Wall B, Boileau P, Molé D, Favard L. Acromial insufficiency in reverse shoulder arthroplasties. Vol. 18, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery.* *J Shoulder Elbow Surg;* 2009 . p. 495–502.

Walker M, Willis MP, Brooks JP, Pupello D, Mulieri PJ, Frankle MA. The use of the reverse shoulder arthroplasty for treatment of failed total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elb Surg.* 2012 Apr 1;21(4):514–22.

Wall B, Nové-Josserand L, O'Connor DP, Edwards TB, Walch G. Reverse total shoulder arthroplasty: a review of results according to etiology. *J Bone Joint Surg Am.* 2007;89(7):1476–85.

Welsher A, Gohal C, Madden K, Miller B, Bedi A, Alolabi B, et al. A comparison of pegged vs. keeled glenoid components regarding functional and radiographic outcomes in anatomic total

shoulder arthroplasty: a systematic review and meta-analysis. *JSES Open Access*. 2019 Oct;3(3):136-144.e1.

Wermers J, Raschke MJ, Wilken M, Riegel A, Christoph Katthagen J. The anatomy of glenoid concavity—bony and osteochondral assessment of a stability-related parameter. *J Clin Med*. 2021 Oct 1;10(19).

Werner BC, Chang B, Nguyen JT, Dines DM, Gulotta L V. What Change in American Shoulder and Elbow Surgeons Score Represents a Clinically Important Change After Shoulder Arthroplasty? *Clin Orthop Relat Res*. 2016 Dec 1;474(12):2672–81.

Werner BS, Abdelkawi AF, Boehm D, Hudek R, Plumhoff P, Burkhart KJ, et al. Long-term analysis of revision reverse shoulder arthroplasty using cemented long stems. *J shoulder Elb Surg*. 2017 Feb 1;26(2):273–8.

Werner BS, Böhm D, Abdelkawi A, Gohlke F. Glenoid bone grafting in reverse shoulder arthroplasty for long-standing anterior shoulder dislocation. *J Shoulder Elb Surg*. 2014 Nov 1;23(11):1655–61.

Werner CML, Steinmann PA, Gilbert M, Gerber C. Treatment of painful pseudoparesis due to irreparable rotator cuff dysfunction with the Delta III reverse-ball-and-socket total shoulder prosthesis. *J Bone Joint Surg Am*. 2005 Jul;87(7):1476–86.

Williams GR, Iannotti JP. Options for glenoid bone loss: composites of prosthetics and biologics. *J shoulder Elb Surg*. 2007 Sep;16(5 Suppl).

Williams GR, Rockwood CA. Hemiarthroplasty in rotator cuff-deficient shoulders. *J shoulder Elb Surg*. 1996;5(5):362–7.

Yamamoto A, Takagishi K, Osawa T, Yanagawa T, Nakajima D, Shitara H, et al. Prevalence and risk factors of a rotator cuff tear in the general population. *J shoulder Elb Surg*. 2010 Jan;19(1):116–20.

Yang CC, Lu CL, Wu CH, Wu JJ, Huang T Le, Chen R, et al. Stress analysis of glenoid component in design of reverse shoulder prosthesis using finite element method. *J shoulder Elb Surg*. 2013 Jul;22(7):932–9.

Zhou HS, Chung JS, Yi PH, Li X, Price MD. Management of complications after reverse shoulder arthroplasty. *Curr Rev Musculoskelet Med*. 2015 Mar 1;8(1):92–7.

Zumstein MA, Pinedo M, Old J, Boileau P. Problems, complications, reoperations, and revisions in reverse total shoulder arthroplasty: A systematic review. Vol. 20, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. *J Shoulder Elbow Surg*; 2011. p. 146–57.



## **11 ANEXOS**

## 11.1 Índice de figuras

Figura 1. Prevalencia de roturas de manguito rotador en función de edad .....	20
Figura 2. Histograma que representa la prevalencia de roturas completas del manguito según su localización.....	21
Figura 3. Polarización lineal de la luz.....	44
Figura 4. Descomposición de la luz en dos ondas en un material birrefringente.....	45
Figura 5. Birrefringencia accidental y montaje de elementos ópticos en un ensayo fotoelástico. ....	46
Figura 6. Modelo de fuerzas musculares que intervienen en el equilibrio a 90°. ....	74
Figura 7. Polígono de equilibrio de fuerzas en plano frontal. ....	75

## **11.2 Índice de tablas**

Tabla 1. Algoritmo terapéutico de tratamiento de defectos glenoideos. ....	39
Tabla 2. Módulo de Young (E) de los materiales.....	59
Tabla 3. Módulo de Young (E) de tejidos óseos y materiales protésicos.....	60
Tabla 4. Relación de rigidez entre materiales. ....	60
Tabla 5. Componentes prótesis Delta Xtend. ....	66
Tabla 6. Componentes prótesis Lima SMR.....	67
Tabla 7. Cálculo de fuerzas. ....	74
Tabla 8. Valores medios preoperatorios y postoperatorios. ....	114
Tabla 9. Resultados radiográficos de pacientes con injerto glenoideo tras cirugía de revisión. ....	115

### **11.3 Índice de imágenes**

Imagen 1. Tipos de acromion según Bigliani.....	21
Imagen 2. Prótesis de Grammont .....	24
Imagen 3. Lesiones nerviosas en artroplastia invertida de hombro.....	27
Imagen 4. Clasificación de Walch modificada de defectos glenoideos. ....	30
Imagen 5. Clasificación de Favard de defectos glenoideos.....	31
Imagen 6. Clasificación de Habermayer .....	32
Imagen 7. Clasificación de Antuna de defectos glenoideos en cirugía de revisión de prótesis total de hombro. ....	33
Imagen 8. Clasificación de defectos glenoideos de Antuna modificada .....	34
Imagen 9. Patrones de defectos glenoideos según el modelo de bóveda glenoidea.....	35
Imagen 10. Clasificación de defectos glenoideos según Gohlke y Werner .....	36
Imagen 11. Metaglena con aumento posterosuperior.....	40
Imagen 12. Ensayo fotoelástico .....	48
Imagen 13. Método de comprobación del signo de las tensiones paralelas a contornos libres de cargas exteriores.....	49
Imagen 14. Escápula sobre base de plastilina confinada en estructura paralelepípedica .....	63
Imagen 15. Fabricación de bebederos en el molde para escápula .....	63
Imagen 16. Moldes de silicona de escápula .....	64
Imagen 17. Moldeo a doble cara de componente protésico glenoideo.....	68
Imagen 18. Moldeo a doble cara de componente protésico glenoideo.....	68
Imagen 19. Réplica prótesis Lima SMR .....	69
Imagen 20. Réplica prótesis Delta Xtend.....	70
Imagen 21. Réplica de vástago humeral.....	71
Imagen 22. Réplica de prótesis Lima SMR implantada sobre modelo fotoelástico de escápula con defecto central .....	72
Imagen 23. Generación de defecto superior en modelo fotoelástico.....	73
Imagen 24. Montaje en equilibrio de abducción a 90°. ....	75
Imagen 25. Estructura de ensamblaje de la escápula en la cámara isoterma.....	76
Imagen 26. Cámara isoterma.....	77

Imagen 27. Colapso de anclajes de cargas musculares .....	78
Imagen 28. Cargas guiadas a través de la estructura de la cámara isoterma .....	78
Imagen 29. Planificación de secciones transversales .....	79
Imagen 30. Pulido de las piezas .....	79
Imagen 31. Visualización en polariscopio .....	80
Imagen 32. Imagen de TC preoperatorio de paciente con defecto glenoideo central .....	82
Imagen 33. Imagen de TC preoperatorio de paciente con defecto glenoideo superior .....	83
Imagen 34. Secciones de injerto central correspondientes a Ensayos 1,2 y 3 de modelo protésico Delta Xtend .....	87
Imagen 35. Sección injerto central Ensayo 1 modelo Delta Xtend.....	88
Imagen 36. Sección injerto central Ensayo 2 modelo protésico Delta Xtend .....	89
Imagen 37. Sección injerto central Ensayo 3 modelo protésico Delta Xtend .....	90
Imagen 38. Secciones de cavidad glenoidea en modelo de injerto central con prótesis modelo Delta Xtend .....	91
Imagen 39. Sección 2 de cavidad glenoidea de Ensayo 1 de defecto central prótesis Delta Xtend .....	92
Imagen 40. Sección 5 de Ensayos 1, 2 y 3 con defecto central de prótesis Delta Xtend .....	93
Imagen 41. Secciones 2 y 3 de ensayos 2 y 3.....	94
Imagen 42. Secciones de injerto central de Ensayos 1, 2 y 3 con el modelo protésico Lima SMR .....	95
Imagen 43. Sección de injerto central Ensayo 1 modelo protésico Lima SMR.....	96
Imagen 44. Sección de injerto central Ensayo 2 modelo protésico Lima SMR.....	97
Imagen 45. Sección de injerto central Ensayo 3 modelo protésico Lima SMR.....	98
Imagen 46. Secciones de cavidad glenoidea de modelo de defecto central con implantación de prótesis Lima SMR .....	99
Imagen 47. Comparativa de secciones 2 y 3 de Ensayos 1 y 2 con respecto a secciones 4 y 5 de Ensayos 1 y 2 .....	100
Imagen 48. Secciones de injerto superior de Ensayos 1, 2 y 3 con modelo protésico Delta Xtend .....	101
Imagen 49. Sección de injerto superior de Ensayo 1 con modelo protésico Delta Xtend.....	102
Imagen 50. Secciones de injerto superior de Ensayos 2 con modelo protésico Delta Xtend....	103

Imagen 51. Sección injerto superior Ensayo 3 con modelo protésico Delta Xtend .....	104
Imagen 52. Secciones de cavidad glenoidea defecto superior con el modelo protésico Delta Xtend.....	105
Imagen 53. Sección 2 de Ensayos 1 y 2 y sección 3 de ensayo 3 de cavidad glenoidea defecto superior con el modelo protésico Delta Xtend .....	106
Imagen 54. Sección 5 de Ensayos 1, 2 y 3 de cavidad glenoidea defecto superior con el modelo protésico Delta Xtend.....	107
Imagen 55. Secciones de injerto superior de Ensayos 1, 2 y 3 con el modelo protésico Lima SMR .....	108
Imagen 56. Sección de injerto superior de Ensayos 1 con el modelo protésico Lima SMR.....	109
Imagen 57. Sección de injerto superior de Ensayos 2 con el modelo protésico Lima SMR.....	110
Imagen 58. Sección de injerto superior de Ensayos 3 con el modelo protésico Lima SMR.....	111
Imagen 59. Secciones de cavidad glenoidea defecto superior con el modelo protésico Lima SMR .....	112
Imagen 60. Secciones de cavidad glenoidea con defecto superior con el modelo protésico Lima SMR .....	113
Imagen 61. Resultados TC defecto superior .....	116
Imagen 62. Resultados TC defecto superior .....	116
Imagen 63. Resultados TC defecto central.....	117
Imagen 64. Resultados TC defecto central.....	117
Imagen 65. Comparativa injertos centrales .....	123
Imagen 66. Comparativa injertos superiores.....	124
Imagen 67. Comparativa injerto central y superior Lima SMR .....	124
Imagen 68. Comparativa secciones glenoideas injerto central.....	125
Imagen 69. Secciones de cavidad glenoidea suplementada con injerto superior modelo Delta Xtend.....	126
Imagen 70. Secciones de cavidad glenoidea suplementada con injerto superior modelo Lima SMR .....	127
Imagen 71. Comparativa de secciones glenoideas defecto central y superior con modelo Delta Xtend.....	128
Imagen 72. Comparativa de secciones glenoideas defecto central y superior con modelo Lima SMR .....	128

Imagen 73. Comparativa de secciones glenoidea sin defecto y con defecto central en modelo Delta Xtend .....	129
Imagen 74. Secciones de cavidades glenoideas en las que se ha implantado una artroplastia tipo Lima SMR.....	130
Imagen 75. Secciones de cavidad glenoidea con defecto superior con el modelo protésico Lima SMR .....	131
Imagen 76. Notching escapular severo y movilización de componente glenoideo.....	134
Imagen 77. Resultados radiográficos y fotoelásticos defecto central modelo Delta Xtend .....	136
Imagen 78. Resultados radiográficos de paciente con artroplastia tipo Lima SMR y defecto superior.....	137
Imagen 79. Resultados radiográficos de paciente con artroplastia tipo Lima SMR y defecto superior.....	137
Imagen 80. Resultados radiográficos y fotoelásticos defecto superior modelo Lima SMR.....	137
Imagen 81. Imágenes de estudio radiográfico de desimplantación precoz en paciente con defecto superior y artroplastia tipo Delta Xtend. ....	138

