



industriales
etsii

**Escuela Técnica
Superior
de Ingeniería
Industrial**

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE CARTAGENA

Escuela Técnica Superior de Ingeniería Industrial

Evolución y diseño de una prótesis de hombro

Trabajo Fin de Máster

MÁSTER EN INGENIERÍA INDUSTRIAL

Alumno: Antonio González Carrilero

Director: Isidoro José Martínez Mateo

Codirectora: María Dolores Avilés González



**Universidad
Politécnica
de Cartagena**

Cartagena, septiembre 2022





Agradecimientos

A mis padres, por supuesto. Y a toda mi familia y amigos por acompañarme y animarme en esta etapa de mi vida. Eternamente agradecido.

A todos mis compañeros, en especial los del Máster.

Resumen

El presente Trabajo de Fin de Máster titulado “*Evolución y diseño de una prótesis de hombro*” tiene como objetivo analizar el progreso histórico del diseño de las prótesis de hombro, sus materiales, sus técnicas quirúrgicas, proponer un modelo de prótesis mediante el programa informático de diseño en 3D INVENTOR PRO® donde se le someterá a cargas y esfuerzos hipotéticos para evaluar su efecto y realizar un estudio de posibles materiales a fabricar este modelo.

Para el diseño en 3D, partiremos de unos planos y dimensiones de la prótesis que nos aporta la empresa *Johnson & Johnson*. Los esfuerzos que se apliquen en la cabeza de la prótesis serán hipotéticos, de modo que podemos ver y detallar mediante el programa el reparto de cargas.

Palabras clave: Prótesis, diseño, biomaterial.



Abstract

The present Master Final Thesis entitled “*Evolution and design of a shoulder prosthesis*” aims to analyze the historical progress of the design of shoulder prostheses, their materials, their surgical techniques, to propose a prosthesis model using a 3D software called INVENTOR PRO® where it will be subjected to hypothetical loads and stresses to evaluate and study of possible materials to manufacture this model.

For the 3D design, we will start from the plans and dimensions of the prosthesis provided by Johnson & Johnson. The stresses applied to the head of the prosthesis will be hypothetical, so that we can see and detail the load distribution using the program.

Keywords: Prosthesis, design, biomaterial.

CONTENIDO

1	Introducción	8
2	Anatomía y biomecánica del hombro.....	9
2.1	Articulación glenohumeral.....	10
2.2	Manguito rotador.....	10
2.3	Causas de reemplazo.....	11
3	Partes de una prótesis de hombro.....	11
3.1	Características y partes de la prótesis Delta Xtend	12
4	Técnicas quirúrgicas.....	15
4.1	Vías de acceso	16
4.1.1	Vía deltopectoral	16
4.1.2	Vía de acceso transdeltoideas.....	17
4.2	Técnica quirúrgica: prótesis total anatómica.....	17
4.2.1	Cabeza del húmero	18
4.2.2	NSA.....	20
4.2.3	Torsión humeral	20
4.2.4	Desplazamiento glenohumeral	21
4.2.5	Clavo medular	21
4.2.6	Anatomía glenoidea.....	22
4.2.7	Variante glenoidea e inclinación	22
4.2.8	Subluxación cabeza del húmero.....	23
4.2.9	Instabilidad.....	24
4.2.10	Pérdida glenoidea de hueso	25
4.3	Técnica quirúrgica: prótesis invertida de hombro.....	26
4.3.1	Modificaciones en el músculo.....	27
4.3.2	Centro de rotación (COR)	27
4.3.3	Diseño de placa base	29
4.3.4	Estabilidad.....	29
4.3.5	Distalización del húmero.....	30

4.4	DELTA XTEND	31
4.4.1	Técnica quirúrgica.....	35
4.4.2	Implantes humerales cementados y no cementados	48
4.4.3	Implantes humerales monobloque cementados	53
4.4.4	Colocación de la glenofera de prueba.....	54
4.4.5	Fijación definitiva de la glenofera	56
4.4.6	Inserción de los implantes humerales definitivos.....	58
4.4.7	Casos de osteopenia proximal del húmero	62
4.4.8	Revisión a hemiartroplastia	63
4.4.9	Cierre.....	64
5	Biomateriales en la artroplastia de hombro.....	64
5.1	Metales	65
5.1.1	Aleaciones de Titanio.....	65
5.1.2	Aleaciones CoCr	66
5.1.3	Ventajas y desventajas de las aleaciones de Ti y CoCr.....	67
5.2	Problemas relacionados con el implante de metales	68
5.2.1	Corrosión y desgaste	68
5.2.2	Hipersensibilidad ante el metal	70
5.3	Polímeros.....	72
5.3.1	Cemento	72
5.3.2	Polietileno de alto peso molecular.....	73
5.3.3	Tratamiento del polietileno reticulado	73
5.3.4	Vitamina E.....	74
5.3.5	Propiedades de desgaste del polietileno	75
5.4	Superficies de apoyo alternativa.....	76
5.4.1	Cerámicas	76
5.4.2	Carbón pirolítico	77
6	Simulación y diseño en 3D.....	77
6.1	Modelo en 3D.....	79
6.2	Simulación de cargas.....	79
7	Conclusiones	85



8	Anexos.....	86
8.1	Anexo I.....	86
8.2	Anexo II	114
9	Bibliografía	144

1 Introducción

La artroplastia articular total de hombro (Anatomic Total Shoulder Arthroplasty, en inglés) es una de las opciones quirúrgicas más comunes a nivel mundial. En los últimos 30 años, el total de implantes ha aumentado de forma muy importante, sobre un 13% más entre 2006 y 2010 [1]. Sólo en Estados Unidos, se han dado casos de 650000 reemplazos de rodilla y 66000 de hombro en un único año. Son datos que han ido incrementando a lo largo del tiempo [2].

En la artroplastia articular total se sustituyen todos los ligamentos de la articulación dañada por una prótesis, donde las partes de la prótesis irán fijas al hueso. Para que una prótesis pueda soportar cargas, debe fijarse al hueso de modo que sea mecánicamente estable. Por ejemplo, si hablamos de implantes cementados, esta característica de estabilidad mecánica vendrá determinada por el propio material, en cambio, si no está cementada, los implantes dependen de la osteointegración – método por el cual las células del cuerpo se adhieren a una superficie metálica, en nuestro caso de la prótesis– [3] [2].

Dentro de los diferentes tipos de prótesis, a largo plazo se suelen producir problemas como el desgaste de la cavidad glenoidea ósea, el aflojamiento del implante glenoideo o el aflojamiento del implante esférico en las prótesis invertidas [4].

Aunque los implantes hayan alcanzado la estabilidad primaria – estabilidad mecánica del implante–, pueden llegar a aflojarse a lo largo del tiempo y requerir una cirugía en lugar de tratamientos convencionales, lo que supone hasta en un 80% de los casos. Por ello, también hay que tener en cuenta la evaluación de una segunda estabilidad – estabilidad biológica después de la osteointegración – [5][6]. Normalmente, la inestabilidad mecánica o la biológica se detecta a través de rayos X pero no es una fuente fiable, pues solo detecta el 20% de los casos [7]. Sí existen otros métodos con un porcentaje mayor como la artrografía de sustracción [2] o la gammagrafía ósea [8], que consiguen entre un 50% y un 90%, aunque también suponen un problema por la alta radiación a la que se expone al paciente y no es económicamente rentable [9]. Se han tomado otros métodos para solucionar estos problemas y evaluar las propiedades mecánicas de la interfaz de la prótesis en el hueso. El método se compone de ondas acústicas. Estas ondas no son invasivas y los resultados se pueden obtener rápido y con precisión. Los datos se recogen después de utilizar diferentes armónicos, amplitud espectral de resonancia y el aplanamiento y recuento de picos [10][11][12][13][14].

2 Anatomía y biomecánica del hombro

El hombro, considerada la articulación más móvil del cuerpo, la cual posee tres grados de libertad [15], y a la vez la más inestable. Los tres grados de libertad son: el eje transversal, permite al hombro movimiento de flexo-extensión; el eje anteroposterior, se permiten movimientos de abducción y aducción; el eje vertical, movimientos de flexión y extensión que se realizan en un plano horizontal y el brazo en abducción de 90°. El eje transversal incluye el plano frontal, lo que permite sus movimientos en el plano sagital; el eje anteroposterior incluye el plano sagital, cuyos movimientos se realizan en el plano frontal; y el eje vertical, determinado por la intersección del plano frontal y sagital permiten los movimientos en el plano horizontal. Así, se concluye que el hombro es una articulación que consta de tres ejes principales y tres grados de libertad, permitiendo movimientos de rotación interna y externa [16], [17]. Se dice que es la articulación más inestable debido a la asimetría de las superficies articulares, existiendo un contacto entre superficies limitado. La cabeza humeral, de forma convexa, tiene un contacto reducido con la cavidad glenoidea. Para estabilizarlo, se encuentra el ligamento glenohumeral inferior, junto con el rodete glenoideo [18].

Dentro de la anatomía del hombro encontramos los huesos, que serán los protagonistas en el proceso de una artroplastia de hombro: el húmero, hueso largo en la parte superior del brazo en contacto con la escápula, también conocida como omóplato, hueso donde se sitúa la glenoide, la cavidad que da lugar a la articulación glenohumeral y la clavícula, ubicada entre la escápula y el esternón.



Figura 1. Anatomía del hombro. Encontramos los tres huesos: húmero, escápula y clavícula [19].

2.1 Articulación glenohumeral

Lugar donde el húmero se encuentra con la escápula. Cumple una función tipo esfera-cavidad. La esfera la conforma la cabeza del húmero; la cavidad es la glenoide, situada en la escápula. Ambas superficies están cubiertas con una capa dura y lisa de cartílago articular. Esta articulación está rodeada por una cápsula articular y los ligamentos glenohumerales que estabilizan la articulación, principales estabilizadores de la articulación. Los movimientos permitidos son los de rotación y elevación del brazo [19].



Figura 2. Articulación glenohumeral [19].

2.2 Manguito rotador

Conjunto de músculos y tendones que rodean la articulación glenohumeral. Su principal función es dar estabilidad y fuerza a dicha articulación, siendo los músculos supraespinoso, infraespinoso y subescapular. Ejercen una fuerza de contracción en el músculo que estabilizan la cabeza glenohumeral en la cavidad glenoidea. La movilidad glenohumeral se produce por la acción del grupo muscular del deltoides del manguito rotador. Por lo tanto, es el que comprime y mantiene la cabeza humeral junto a la glenoidea. Tan importante es el manguito que si el grupo muscular es potente permite mejorar el funcionamiento biomecánico de la articulación glenohumeral, disminuyendo de forma secundaria el posible pinzamiento subacromial resultante [16], [17],[20]. La principal causa del dolor de hombro es la degeneración del manguito rotador, presente en un 65% de los casos en un paciente adulto [21].

2.3 Causas de reemplazo.

Como ocurre en la mayoría de prótesis articulares, la prótesis de hombro se desarrolló para el tratamiento de los procesos degenerativos de la articulación, bien sea por causas biológicas, como el envejecimiento, o bien por causa de una enfermedad: artritis inflamatorias, lesiones traumatológicas, o cualquier causa que desencadene la destrucción de la articulación. Sin embargo, el hombro tiene la particularidad que no comparte con el resto de articulaciones debido a su arquitectura y su biomecánica que es el desgarrar de tendones y del manguito rotador [22]. Se podría decir que el mayor causante que impulsa al estudio de esta prótesis y sus técnicas quirúrgicas es el desgarrar del manguito, estableciendo que es responsable de mantener la cabeza humeral en su lugar, en contacto con la cavidad glenoidea. Al desgarrar del manguito, Neer la define como artropatía por desgarrar del manguito (ADMR), cuff tear arthropathy en inglés (CTA) [23], [24].

El tratamiento por el que optaron para la ADMR es el uso de la hemiartroplastia con el empleo de cabezas que se apoyaran en la glenoides y el acromion para conseguir el movimiento natural del hombro, pero obteniendo resultados no convincentes. Esto llevó en los años 70 a los médicos y cirujanos a pensar en un diseño diferente de artroplastia. Aun así, se abandonaron por sus pésimos resultados [25], [26].

Otra causa que actúa en segundo plano son las secuelas de fracturas, fracturas agudas en el extremo proximal de húmero en un paciente adulto, la pseudoartrosis de las fracturas del cuello húmero, necrosis avascular, tumores, etc. Y una tercera causa es la revisión de la prótesis en el proceso postoperatorio [27].

3 Partes de una prótesis de hombro

La artropatía por desgarrar del manguito (ADMR) se ha considerado siempre un reto quirúrgico, desde que Charles Neer la nombró por primera vez. La mayoría de las prótesis diseñadas entre la década de los 70 y 80 quedaron obsoletas a falta de resultados exitosos, con una capacidad de movimiento escasa, inestabilidad y un alto índice de aflojamiento glenoideo [24], [28].

Años más tarde, en Francia, Paul Grammont diseñó el primer concepto de lo que hoy conocemos como prótesis invertida de hombro para casos de artropatía por desgarrar del manguito [29]. En la actualidad se conoce como la DePuy Delta CTA™, diseño de

ingeniería más actualizado con el fin de maximizar los resultados clínicos y mejorar la resistencia:

1. Son tres las características que diferencian la Delta CTA de los diseños de prótesis invertidas previos:
 - Centro de rotación de la articulación posicionado en la superficie del hueso glenoideo para evitar las fuerzas que empujan hacia el componente glenoideo [30].
 - Ángulo del eje del cuello no anatómico (155°) para conseguir la estabilidad articular [29].
 - Tensado óptimo del deltoides para maximizar su acción sin estirar en exceso los tejidos [30].
2. Reduce el riesgo de erosión del cuello escapular:
 - Superposición inferior del componente glenoideo que es posible gracias al nuevo diseño de glenosfera y a un nuevo sistema de fijación de la metaglena.
 - Nuevo diseño de la cúpula humeral.
3. Maximizar el rango de movimientos del hombro con superficies articulares mayores e insertos de alta movilidad (HMO) [31].
4. Conservar el hueso para un menor tiempo en la intervención y una recuperación más rápida:
 - Diseño de metaglena con la parte trasera curva [32].
 - Diseño de vástago humeral estriado y opciones de epífisis excéntrica para las aplicaciones que se colocan por encaje a presión.
 - Vástago de húmero monobloque y más delgado para una aplicación de cementación.

3.1 Características y partes de la prótesis Delta Xtend

El sistema de la prótesis consiste en una artroplastia donde se invierte la biomecánica entre la escápula y el componente humeral. Se desplaza el centro de rotación (COR) de la articulación glenohumeral medial e inferior incrementando el sistema de palanca de brazo y la tensión del deltoides. Así se compensa la deficiencia del grupo de músculos del manguito rotador. Existen dos tipos de vástagos: press-fit o cementación [33].

El componente glenoideo es no cementado con 4 tornillos (superior, inferior y dos laterales) para una fijación primaria y un recubrimiento de HA para una fijación secundaria. A continuación, se presenta las partes de los dos implantes:



Figura 3. Vástago modular no cementado y epífisis modular [33].

En primer lugar, el vástago modular no cementado:

1. Aleación de titanio con revestimiento de Hidroxiapatita.
2. Diseño de vástago estriado basado en el vástago anatómico Global® colocado en versión anatómica para una fijación por encaje.

Epífisis modular:

3. Dos opciones: centrada y excéntrica. Debe elegirse la que mejor se adapta a la anatomía y optimizar la fijación por encaje a presión.
4. Colocado entre 0-10° de retroversión para una rotación interna mayor.
5. Ángulo del eje del cuello de 155° para una estabilidad articular óptima.
6. Dimensiones reducidas para preservar el hueso.

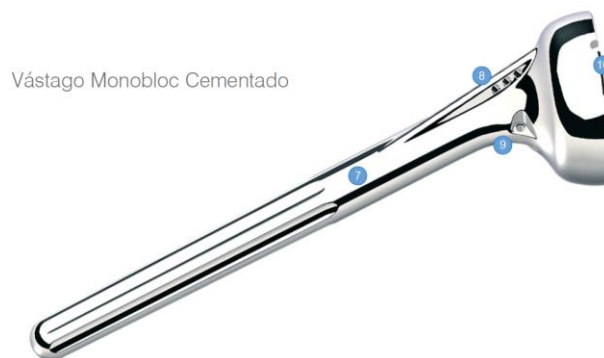


Figura 4. Vástago monobloque cementado [33].

En segundo lugar, tenemos la otra opción de implante: vástago monobloc cementado. Este se diferencia del primero debido a que el vástago y la epífisis forman un solo componente:

7. Aleación de Cr-Co pulida para una fijación cementada optimizada.

8. Vástagos estándar y monobloc largos con aletas suavemente perforadas y marcas proximales láser de altura para adaptarse en los casos de pérdida de hueso proximal.
9. Zona proximal delgada para respetar el hueso.
10. Ángulo del eje del cuello de 155° para asegurar una estabilidad.

En los dos casos se tiene que colocar un cotilo de polietileno que va a estar en contacto con la cabeza del componente glenoideo que se atornilla a la escápula:



Figura 5. Cotilo de polietileno [33].

11. Opción de alta movilidad (HMO) para un rango de movimiento máximo y un riesgo reducido de erosión escapular.
12. Ofrece varios grosores y dimensiones para ajustar la tensión articular óptima del deltoides basado en la experiencia clínica.

Como la Delta Xtend trata de una artroplastia inversa, también tenemos el componente glenoideo y las cabezas:

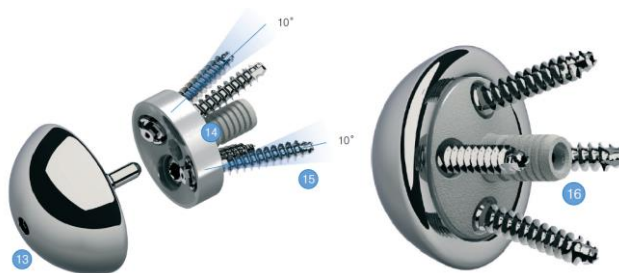


Figura 6. Componente glenoideo y metaglena [33].

13. Mayor diámetro de glenosfera (38 y 42 mm) y con opciones centrada y excéntrica para una mejor estabilidad, rango de movimiento maximizado y un menor riesgo de erosión escapular.

14. Centro de rotación en la superficie del hueso glenoideo para una alta resistencia a las fuerzas de cizallamiento que provocan el aflojamiento.
15. Tornillos de fijación de bloque y sin bloqueo canulados con angulación ajustable para la fijación de la metaglena y maximizar la resistencia a las fuerzas de cizallamiento que puede provocar el aflojamiento.
16. Metaglena más pequeña y con la parte trasera curva. Así se adapta al hueso y tiene una colocación baja en la glenoides con el fin de reducir el riesgo de erosión del hueso escapular.

Por último, tenemos las cabezas CTA. Son cabezas Hemi disponibles en 2 diámetros y 2 espesores para facilitar la revisión de invertida a hemiartroplastia. Tiene superficies articulares más largas para que el rango de movimiento sea potencialmente mejor.



Figura 7. Cabeza Delta Xtend CTA [33].

4 Técnicas quirúrgicas

Las intervenciones quirúrgicas están pensadas para imitar la articulación glenohumeral y toda la anatomía del hombro. Existen problemas que generan esta intervención como son las secuelas de fracturas, fracturas en el húmero de un paciente adulto, tumores, etc. Y otras causas a tener en cuenta en una intervención es la revisión de la prótesis en el proceso postoperatorio [27].

La posición que tiene que adoptar el paciente para la operación es semisentada, a la que se denomina “tumbona de playa”. Así, se le permite tener movimientos libres de hombro como para realizar posiciones en retroposición – llevar el brazo hacia atrás –, rotaciones y abducciones forzadas. Con esta posición se libera la zona escapular tapando la zona superior que será la que se va a operar y se coloca un apoyo auxiliar para facilitar todo movimiento. La posición del paciente será vital en la operación y tendrá que estar controlada en todo momento por el personal quirúrgico y anestésicos

como también la precisión de mantener el hombro en la posición correcta para la implantación de la prótesis [1].

4.1 Vías de acceso

En términos generales, encontramos tres tipos de vías de acceso. Se ha tenido en cuenta incluso el término estético. Previamente a cualquier vía de acceso, se debe dibujar cutáneamente las líneas de tensión, como se demuestra en la siguiente figura:



Figura 8. Líneas de tensión, también llamadas Líneas de Langer [1].

A modo de resumen, el cirujano tiene que planificar la operación en base a:

- Razones de indicación para la artroplastia de hombro.
- Dos métodos: anatómica o invertida.
- Determinar los componentes óseos y tejidos blandos.

4.1.1 Vía deltopectoral

Se sitúa en el extremo superior del húmero y se realiza mediante una artrotomía – abertura en una articulación– de la zona subescapular. Es un buen método para luego realizar una cirugía de revisión, que suele ser lo más normal.

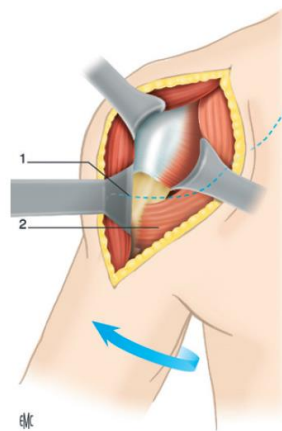


Figura 9. Muestra subescapular. 1. Separador; 2. Tendón del pectoral mayor [1].

4.1.2 Vía de acceso transdeltoideas

La mejor opción para una operación del manguito rotatorio, generalmente en las artroplastias invertidas o de resuperficialización.

4.2 Técnica quirúrgica: prótesis total anatómica.

El objetivo principal de la artroplastia total anatómica es restaurar la fisiología cinética del hombro. Uno de los factores que afectan a la estabilidad es el contacto que hay entre la glenoides – zona del omóplato con cavidad que permite que la cabeza del húmero se introduzca– y la cabeza del húmero, pero solo entre el 20 y el 30% de la cabeza del húmero está en contacto. La cabeza rotatoria actúa como una fuerza que estabiliza dinámicamente y centra el húmero para que pueda realizar todo el movimiento[34]. Lo que hace crucial todo esto es el músculo posterosuperior el hombro, el supraespinoso. Ayuda a centrar la cabeza del húmero contra la fuerza del deltoides en menor grado de abducción. Aunque la articulación del hombro no es algo que normalmente soporte muchas cargas y fuerzas de acción, se llegan a dar casos de rehabilitación de hombro donde se puede llegar a aplicar hasta una carga de 2,4 veces el peso propio del paciente [34][35][36].

4.2.1 Cabeza del húmero

La cabeza humeral tiene la particularidad de ser elíptica en la periferia y convertirse en esférica en su parte central. Pero la anatomía de la cabeza del húmero está sujeta a mucha variabilidad, sobre todo si se trata de artrosis. La prótesis total anatómica se ocupa de restaurar la cinética y fisiología del hombro, por lo que hay que conocer bien las medidas de cada operatoria que se va a llevar a cabo [37][38].

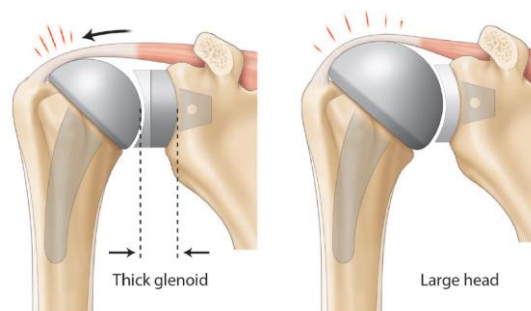


Figura 10. El objetivo de la artroplastia de hombro anatómica total es restaurar fisiológicamente la cinética del hombro. La lateralización de la glenoide o el incremento del componente humeral puede aumentar el esfuerzo en el manguito rotador [39].

Las medidas aproximadas de la cabeza del húmero no artrítica son de 46.2 ± 5.4 mm y una longitud de aproximadamente 19 mm. En cambio, una cabeza plana artrítica tiene un diámetro aproximado de 59 ± 9 mm [34][40][41][42][43]. Aun así, la relación entre la cabeza del húmero y su longitud es relativamente constante [44]. Encontramos que el punto más alto de la cabeza se sitúa alrededor de 8 ± 3.2 mm encima de la tuberosidad mayor. Podemos encontrar una ilustración detallada a continuación en la Figura 11:

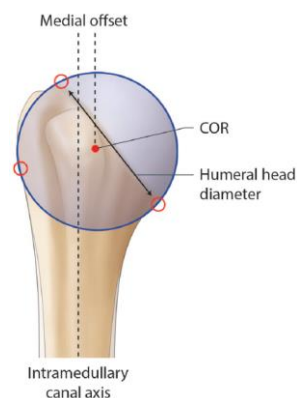


Figura 11. Ilustración de una correcta cabeza humeral no artrítica. Representación del diámetro de la cabeza humeral, el COR, el canal axial intramedular y la distancia entre el canal intramedular y el COR [39].

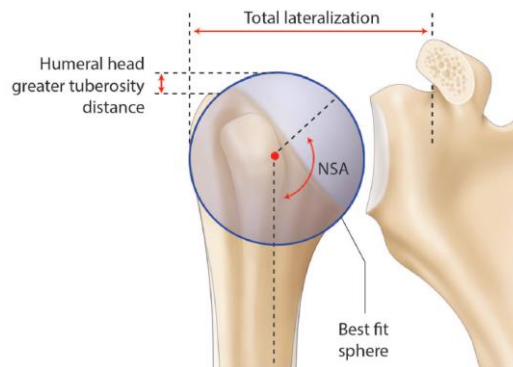


Figura 12. Ilustración de una correcta cabeza humeral no artrítica. Representación de la distancia entre la cabeza del húmero y la tuberosidad mayor, la NSA, el centro de giro adecuado y la lateralización total. La lateralización refleja la distancia de fallo glenohumeral, obteniendo una pérdida glenoidea del hueso [39].

A la hora de una correcta implantación de una prótesis en la cabeza del húmero, estos parámetros comentados ayudan a seleccionar la más adecuada, donde es crucial saber si tenemos un hueso atrófico y determinar el COR (Centre Of Rotation), punto de rotación de la cabeza del hueso. A pesar de los datos biomédicos, no hay evidencia de que un diseño elíptico tenga superioridad significativa sobre el esférico respecto a la rotación interna y externa del hueso y la prótesis [45].

Terrier et al. ilustraron en un modelo numérico de hombro que una mala posición de 5 mm del implante de la cabeza humeral provocaba un pinzamiento o una subluxación para un desplazamiento inferior o superior, respectivamente. En ambos casos se producía un aumento de la tensión la capa de cemento [46]. Mientras que el COR de la articulación puede determinarse tridimensionalmente mediante una esfera de mejor ajuste utilizando puntos de referencia no articulares conservados, esta técnica se ha trasladado a un proceso bidimensional para permitir la evaluación radiográfica tanto intraoperatoria como postoperatoria (Figura 11 y Figura 12) [38] [47].

De otro modo, no hay evidencia de los valores de corte para la modificación de COR articular, pues valores de hasta 2,5 mm pueden afectar a la amplitud de movimiento sin pinzamiento [48]. Se han llegado a hacer estudios con cadáveres donde se reveló que un aumento del tamaño del componente humeral modificaría el COR y añadiría tensión al manguito de los rotadores (Figura 12). Una sobrecarga no solo disminuye el rango del movimiento del hombro, sino que también modifica el brazo de palanca del manguito rotador, así exponiendo a los pacientes un posible fallo secundario del manguito [49][50]. El objetivo de restablecer la tensión fisiológica de los tejidos blandos tendrá como enfoque la estabilidad de la prótesis. A pesar de todo lo comentado, existe controversia en cuanto a la superioridad del rebasamiento de la cabeza del húmero sobre los

implantes para imitar la fisiología del hombro para las funciones dinámicas que desarrolla [38][51].

4.2.2 NSA

A partir de este punto, referiremos al ángulo cuello-eje con sus siglas en inglés NSA (Neck-shaft angle), también conocido como la inclinación del húmero proximal. La inclinación aproximada del NSA es de aproximadamente 135 grados, pero puede variar de 115 a 148 grados (Figura 12) [52]. Por eso mismo, cada operación tendrá una tolerancia de 12 ± 4 mm detrás del surco bicipital, dependiendo de la técnica quirúrgica que utilice el cirujano para ajustar la anatomía del paciente [53]. Los sistemas modulares modernos ofrecen cabezas humerales centradas y excéntricas, así como múltiples opciones de NSA.

4.2.3 Torsión humeral

Para un ATSA (Anatomic Total Shoulder Arthroplasty), la torsión de la cabeza del húmero es la parte más importante de la artroplastia, ya que afecta al COR de la articulación e influye en la movilidad de rotación externa y la estabilidad del hombro [54][55][56]. Los doctores y científicos Pearl and Volk, tras realizar un estudio utilizando cadáveres, dieron cuenta de la torsión humeral con mayor intervalo de confianza, hasta un 95%, se encuentra en un rango entre 7 a 52 grados (Figura 13) [57].

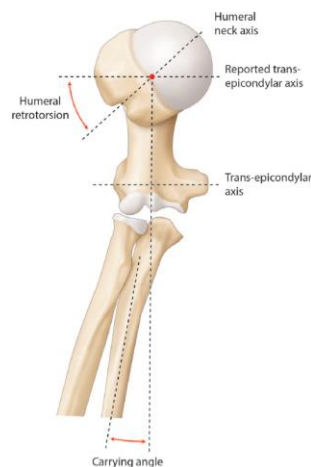


Figura 13. Ilustración de una posición correcta del húmero, el cúbito y radio. Los ejes suelen caracterizar la retrotorsión humeral y los ángulos portantes son el cuello del húmero, el diafisario, el trans-epicondilar y el eje del antebrazo.

Además, en los sistemas actuales se utiliza una plantilla alineada en el antebrazo como referencia, por lo que en este caso se debe de añadir un valor de transporte de 10 a 15 grados, pues Pearl and Volk utilizaron como referencia un eje troclear o en bisagra. Este eje troclear es un tipo de articulación que permite el deslizamiento entre superficies articulares de los huesos [53].

4.2.4 Desplazamiento glenohumeral

Un problema destacado que puede provocar el desplazamiento glenohumeral es la osteoartritis, que provoca pérdidas de compensación glenohumeral secundaria (en la mayoría de casos en adultos jóvenes, donde el diagnóstico es más complejo y hay gran variedad en su tratamiento) y desgaste de los huesos humeral y glenoideo. Aunque el desplazamiento glenohumeral depende de la persona, una disminución de este indica una alteración en el manguito de los rotadores y así variación en la tensión capsular. Se estima que esto puede tener influencia en el rango de movimiento postoperatorio y crear una tendencia a la subluxación en la cabeza del húmero [55][58].

Por otro lado, fijándonos en la Figura 10, los ligamentos glenohumerales provocan un exceso de sobrecarga. Bodrogi et al lanzaron, en 1971, un método fiable basada en la tomografía computarizada (TC) para evaluar los cambios entre las medidas de desplazamiento glenohumeral antes y después de la intervención de la artroplastia [59]. Utilizaba una técnica de rayos X con la que conseguimos imágenes para reconstruir bidimensionalmente o tridimensionalmente mediante un software específico. Aun así, estas imágenes proporcionadas no son suficientes para tratarlas directamente en modelos por Métodos de Elementos Finitos (FEM, en inglés). La reconstrucción precisa de más información que la aportada por este método para post-procesarlo con un algoritmo numérico. El modelo de FEM utiliza una matriz de coordenadas para definir los elementos que luego se deben de especificar para cada elemento [60].

4.2.5 Clavo medular

Al final, el clavo intramedular no sólo se hace más estrecho, sino que además se reduce cada vez más desde una zona proximal a una distal [43]. La fijación del componente humeral es muy variada. Así pues, se intenta un refuerzo en la tensión reducida y facilitar la revisión de dicha tensión en el vástago y la preservación de presión vascular de los músculos para conseguir un cambio progresivo hacia la fijación del vástago en el hueco intramedular [61].

4.2.6 Anatomía glenoidea

La cavidad glenoidea pertenece a la zona escapular localizada en el hombro. Y se denomina glenoides a la cavidad glenoidea donde se introduce la cabeza del húmero junto con la cabeza larga del bíceps. La pérdida glenoidea sigue siendo la primera causa del fallo de la ATSA [62]. Igual que ocurre con la cara del húmero, la artrosis puede modificar significativamente la anatomía normal de la glenoides y reducir el espacio articular. Esta región escapular en comparación el húmero es relativamente pequeña y poco profunda, con solo 9 cm^2 de superficie disponible para la articulación [63].

El tamaño de una glenoide estándar está entre una altura de 39 mm y una anchura de 29 mm [64]. Existe un desajuste de radios entre la glenoide y la cabeza del húmero, donde el radio de curvatura es mayor en el anteroposterior que en la dirección superoinferior, de 41 mm en la anteroposterior ante los 32 mm de la superoinferior [65]. Biomecánicamente, aumenta la tensión de la glenoides pero la articulación es más estable. Por otro lado, un incremento en el desajuste en los radios puede conducir a un incremento de traslación del húmero sobre la glenoides provocando la luxación y con una carga en el borde de la cavidad glenoidea provocando un efecto llamado “caballo de batalla” [66][67].

Según técnicas actuales, se da la situación de un desajuste de entre 4 y 8 mm [68]. Sin embargo, hay que tener en cuenta que estos resultados se basan en una cabeza humeral esférica. Se ha propuesto que los diseños conformados son más adecuados para las cabezas elípticas [41].

4.2.7 Variante glenoidea e inclinación

La retroversión glenoidea es un factor importante de riesgo que suele provocar inestabilidad en la parte posterior del hombro. Por ello, la alineación ósea para ajustar el ángulo de retroversión juega un papel importante para centrar la articulación del hombro y que pueda efectuar el movimiento de traslación posterior, especialmente en los ángulos superiores a 10° [69].

Por ello, la retroversión se relaciona con subluxación de la cabeza del húmero posterior ($r = 0.7$, $P < 0.001$) [70]. A la hora de realizar una ATSA, existe un indicador importante para elegir la variante es la parte inferior de la glenoide, que nos muestra sustancialmente menos variabilidad en comparación con la parte superior, y por eso, es preferible utilizarlo como referencia en el proceso que conlleva una operación y conseguir un posicionamiento adecuado de la prótesis [71].

Respecto a la inclinación, Moor et al. propusieron el CSA, ángulo crítico del hombro (en inglés, Critical Shoulder Angle), como una medida de la morfología escapular con el beneficio de poder combinar las medidas de la inclinación de la glenoide y la cobertura lateral del acromion (la parte más alta y externa del omoplato donde se produce la unión articular entre la clavícula y la escápula) [72].

Moor et al. identificaron y asociaron un ángulo inferior a 30 grados como una causa primaria de artrosis de hombro. Este descubrimiento fue apoyado por estudios de biomecánica que hablaban del incremento de las fuerzas de reacción articular en los casos de menor ángulo en un CSA [73][74].

Por otro lado, un ángulo de CSA superior a 35 grados está relacionado con un incremento de incidencia de desgarros del manguito rotador secundarios que incrementa la carga en el supraespinoso y compensar el incremento de la inestabilidad articular que se produce a consecuencia del aumento de las fuerzas de cizallamiento de la articulación glenohumeral [72][75][76]. En una ATSA, un incremento de la CSA ha estado relacionada con un incremento de incidencia de radiolucencia (radiotransparencia a los rayos X) [76].

4.2.8 Subluxación cabeza del húmero

La clasificación de Walch es el método más común de evaluar cambios glenoideos secundarios para la artrosis primaria [77][78]. Walch clasificó la deformidad glenoidea en cuestión de la retroversión posterior de la glenoide y la subluxación de la cabeza del hombro. Existe dos tipos de glenoides: tipo A y tipo B, pérdida ósea simétrica y asimétrica, respectivamente. La pérdida ósea asimétrica se ha asociado a una pérdida progresiva con el tiempo [79]. Este es un factor importante a la hora de estudiar la subluxación posterior de la cabeza del humero. Dentro de las pérdidas óseas asimétricas, existe la glenoide B3, donde la cabeza debe estar centrada con respecto a la glenoide, pero puede ser trasladada posteriormente con respecto a la escápula. Iannotti et al. con unas medidas estandarizadas en 3D, informaron de una alternativa de continuidad de medidas entre los diferentes tipos de glenoides B y C sin tener más variables, donde el orden anterior era de B1, B2, B3 y C. Todo respecto a la retroversión glenoidea y la subluxación de la cabeza del humero. Actualmente, se sigue debatiendo si la subluxación posterior del húmero es la causa y/o consecuencia del incremento de la retroversión del hombro [80]. La subluxación estática de la cabeza humeral posterior y la parte glenoidea posterior, ambas están asociadas con una osteoartritis prematura en personas jóvenes y con una mayor tasa de complicaciones después de la ATSA [81]–[84]. Actualmente, Beeler et al. identificaron un tope de acromion (la parte más alta y

externa del omóplato que se articula con la clavícula) plano como un factor de riesgo de la subluxación posterior de la cabeza humeral y del desgaste del glenoideo posterior [85]. Esta hipótesis del factor de riesgo fue confirmada por un estudio de Meyer et al., donde afirmaban que existía una mediana de 4 grados más de retroversión glenoidea y 5 grados menos de acromion en los tipos B2 y C en comparación con los tipos A y B1 glenoideos [86].

4.2.9 Inestabilidad

El manguito rotador y las fuerzas horizontales que se ejercen en él son fundamentales para la estabilidad glenohumeral [87]. Con la restauración de la anatomía del hueso y respetando la inserción adecuada del manguito rotador en la cavidad, las fuerzas horizontales deberían de restaurarse sin problema. El equilibrio de los tejidos blandos, mediante la combinación del tendón subescapular anterior y la cápsula liberación de la cápsula, a veces asociada a una capsulorrafia (sutura de una cápsula, generalmente articular, en el tratamiento de la luxación de hombro [88]) de la cápsula posterior redundante, está indicado para alcanzar los criterios de Matsen (40 grados de rotación externa, 60 grados de rotación interna y un desplazamiento posterior del 50% de la cabeza del húmero sobre la glenoides) [89]. Por otra parte, existe un inconveniente en utilizar esta técnica, donde se incrementa la tensión subescapular con un mayor porcentaje de fallos en esta. La deficiencia crónica escapular es una contraindicación de la ATSA e irreparable que tiende a desestabilizar la articulación, debido a una traslación hacia arriba de la cabeza del húmero y la presión de contacto excéntrico sobre la glenoide [90]. Si se requiere de una corrección ósea, se debe evaluar cuidadosamente el tamaño del implante humeral adecuado, ya que el COR seguramente haya cambiado la eliminación de hueso adicional. Cuando se da el caso de una glenoide retrovertida, la inestabilidad posterior puede ser compensada por un desplazamiento anterior del componente de la cabeza del húmero, lo que conlleva a otro desplazamiento humeral anterior notable en el húmero al activar el músculo, junto a otro desplazamiento anterior del centro de presión ($p < 0.05$) [91], [92]. Mientras que se han descrito enfoques que mantienen el subescapular, la mayoría de cirujanos acceden a la unión glenohumeral con el desprendimiento subescapular con una tenotomía (sección o corte en tendones), exfoliación o una osteotomía de la tuberosidad menor [93]. Por lo tanto, es de total necesidad la reparación efectiva del subescapular durante la cirugía. Existen revisiones de la biomecánica en cadáveres que sugieren que la carga hasta el fallo es superior para la osteotomía (corte del hueso, en caso del húmero, por una mala alineación causada casi siempre por una fractura) en el momento cero, pero ninguna diferencia cíclica [94],[95].

Mientras que De Wilde sugirió que una osteotomía de la tuberosidad menor en C podría prevenir la infiltración grasa postoperatoria de la subescapular, una reciente revisión sistemática no encuentra estadísticamente diferencias en los resultados clínicos y radiológicos entre la tenotomía, la exfoliación y la osteotomía. En caso de ruptura postoperatoria, se puede considerar una reparación secundaria para prevenir la inestabilidad, pero se ha asociado a resultados que varían en diferentes casos. La adición de la transferencia del dorsal ancho anterior parece biomecánicamente superior a la transferencia del pectoral mayor en la ATSA, debido a una mejora en el momento de rotación interna del brazo y más líneas de tracción en relación con el subescapular [96]–[101].

4.2.10 Pérdida glenoidea de hueso

Para cuando se implante en componente glenoideo, es un paso importante la corrección de la pérdida de hueso glenohumeral. Implantar la componente con una excesiva retroversión puede provocar una translación posterior de la cabeza del hueso y la subsiguiente carga del borde que causa un aflojamiento prematuro del componente [102][103]. Siguiendo el modelo finito de Farron et al., 10 grados de retroversión debe considerarse el valor límite. En sus análisis, un implante con 20 grados de retroversión resultó en un 326% de incremento de tensión con el recubrimiento de cemento y un incremento del 706% en la micromovilidad entre la interfaz hueso-cemento. Este estudio usó un modelo estadístico que permitió a un ordenador la reconstrucción de la glenoide premórbida con una precisión de 1mm y 2 grados de versión e inclinación [104]–[106]. En relación a las diferentes técnicas desarrolladas para la corregir la retroversión, se han desarrollado implantes glenoideos de aumento posterior para evitar la medialización de la línea articular, es decir, buscar un centro de rotación (COR) para mejorar su biomecánica, con resultados favorables [107]. Una técnica de implantación adecuada que evite la inclinación superior o retroversión se considera crucial para evitar que la carga de los bordes provoque micromovimientos en la interfaz hueso-implante, lo que en última instancia puede conducir a un aflojamiento aséptico [104]–[110]. Por esta misma razón, es necesario un manguito rotador intacto para conservar la fisiología de la articulación y cinemática fisiológica de la articulación, y por eso, limitar lo posible el desgaste del polietileno [111]. Mientras las cabezas más usadas en la ATSA son metálicas, un estudio experimental sugiere que cambiarlas a cabezas cerámicas, lo cual reduce el desgaste del polietileno hasta un 26.7% [112]. Actualmente se comercializa con una amplia gama de formas de glenoides ‘*onlay*’ (forma de pera o elíptica) de polietileno, con varios diseños sin determinar consensualmente cuál es el más óptimo, donde los diseños se basan en cuanto a la superficie posterior (plana o curva), el anclaje o nivel de conformidad [113]. Además, un reciente estudio realizado sobre cadáveres en

el que se comparan las incrustaciones (implantadas en la cavidad ósea hueso y, por tanto, permite un soporte óseo circunferencial circunferencial) y los componentes 'onlay' revelaron un resultado superior en cuanto a las fuerzas de reacción de la articulación y el fallo por fatiga de fatiga a favor del diseño de la incrustación [114]. Mientras tanto, la teoría beneficia a una fijación más estable y una fácil conversión a la RSA (prótesis invertida de hombro; '*Reverse Shoulder Arthroplasty*', en inglés) [115].

4.3 Técnica quirúrgica: prótesis invertida de hombro.

Históricamente, la RSA se desarrolló para tratar la artritis en los hombros con un manguito castigado, ya que la pérdida dinámica de compresión proporcionada por el manguito rotador conducía a la inestabilidad y al aflojamiento de la glenoides. Con la técnica de la ATSA o una hemiartroplastia de cabeza de húmero grande, los resultados eran imprevisibles [116], [117]. La rótula inversa "tipo Grammont" fue introducida introducido en 1985 y se basa en los principios biomecánicos de un centro de rotación medializado, un húmero distalizado y un diseño forzado con un COR constante en la articulación [118]. A diferencia de la ATSA, en la que la cabeza del húmero gira sobre sí misma cuando el COR se encuentra dentro de la cabeza del húmero, la constante del COR en la RSA permanece dentro de la glenosfera y realiza un movimiento de bisagra del húmero, así consiguiendo un pinzamiento limitando la amplitud de movimiento (ROM) [119].

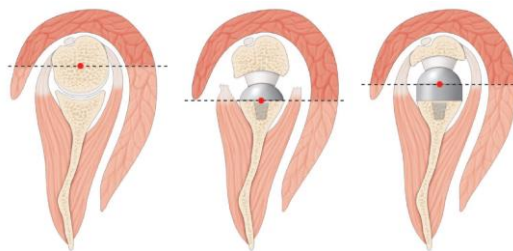


Figura 14. De izquierda a derecha: el hombro sin ningún tipo de tratamiento, el centro de rotación está en la cabeza del húmero y el nivel del brazo no provoca aislamiento del deltoides; RSA con una glenoide media o un húmero lateral diseñada en caso de un exceso de lesiones en el manguito rotador; glenoide lateral RSA, como en el primer ejemplo, la lateralización del hueso en el centro de rotación decrece notablemente el aislamiento del deltoides por la rotación pero permite una retención del manguito rotador [39].

4.3.1 Modificaciones en el músculo

Las modificaciones respecto a la anatomía fisiológica del hombro conllevan a un incremento del 42% del tipo de palanca, definido así por la localización en la articulación glenohumeral por la resistencia que se ejerce en el brazo ejercitando la deltoides, y un mayor uso de las fibras para realizar el movimiento de abducción [120]. El primer diseño original con un vástago no anatómico de 155° mejoraba el sistema de palanca mediante la distalización del húmero y medializar el COR [28]. Así, el deltoides anterior se convierte consecutivamente en un importante contribuyente al momento de flexión y abducción del movimiento de los brazos [121]. Si se da el caso de un deltoides anterior deficiente, ya sea un desprendimiento o dolor muscular en la revisión postquirúrgica, la compensación de la abducción se basa en una fuerza significativamente superior del subescapular (195%) y de la parte media del deltoides (26%) [122], [123]. Sin embargo, estas modificaciones anatómicas de los brazos de momento fisiológicos presentan inconvenientes. Mientras que los deltoides anterior y posterior, así como el pectoral mayor, son conocidos como movimientos flexores y abductores adicionales, el '*latissimus dorsi*' (músculo dorsal ancho, en latín), el '*teres major*' (músculo teres mayor, en latín, parte principal de la paleta del hombro) y la parte baja del pectoral han aumentado las fuerzas y momentos en los brazos, así como fuerzas de aducción y extensión, lo que limita directamente su participación en la rotación interna y externa activa [124], [125]. Como los brazos de palanca del manguito anterior y posterior ya están disminuidos como consecuencia de la medialización del húmero, esto se suma a un mayor debilitamiento de la rotación interna y externa activa [126], [127]. A este problema se puede aplicar una solución añadiendo una traslación de tendón o modificando el diseño original de la RSA a uno 'lateralizado' [128]. Fijándonos en la Figura 14, esta modificación puede preservar los momentos de rotación subescapular de los brazos y del teres menor, y seguidamente, mejorará el rango de movimiento activo en el plano axial [129]. Finalmente, mientras el rango de movimiento postoperatorio tenga lugar dentro de la articulación protésica, la participación escapulotorácica aumenta significativamente después de la RSA [130].

4.3.2 Centro de rotación (COR)

El beneficio biomecánico de un COR articular medializado es convertir las fuerzas de torsión en fuerzas de compresión a lo largo de la interfaz hueso-glenosfera para luego proveer estabilidad y aumentar la integración del componente [131]. Cuando el manguito de los rotadores ya no proporciona sus fuerzas de compresión, el COR fijo permite al deltoides compensar y proporcionar la compresión necesaria para estabilizar

la articulación [120]. Mientras que en la ATSA las fuerzas de reacción de la articulación pueden alcanzar hasta el 90% del peso corporal a 90 grados de abducción, el diseño de la RSA reduce tanto la tensión de compresión como la de cizallamiento y, por tanto, las fuerzas de reacción de la articulación hasta un 42%. Esto permite además la abducción activa con un 20% menos de actividad del deltoides en un hombro con deficiencia del manguito [132]–[134]. Sin embargo, la medialización del COR tiene un importante inconveniente: el pinzamiento entre el cuello de la escápula y el componente protésico del húmero, definido como muesca escapular [135], [136]. Varios factores técnicos mejoran la amplitud de movimiento sin pinzamiento. Una opción es colocar la glenosfera (no la placa base) por debajo del borde inferior de la glenoides o utilizar una glenosfera excéntrica inferior, como De Wilde et al. explican que un saliente de 5 mm podía mejorar la aducción sin pinzamiento en 39° [137]–[139]. La abducción también se correlaciona positivamente con la distancia acromiohumeral, distancia entre el acromion y el húmero, ($r = 0,93$; $p < 0,001$), que aumenta con una glenosfera excéntrica [140]. A modo de alternativa, el diámetro de la glenosfera, por lo que se ha informado de que de 38 a 46 mm no sólo aumenta la amplitud de movimiento en un 39%, sino que también aumenta la estabilidad 36% en la distancia de salto [141]. Según una simulación por ordenador de la amplitud de movimiento sin pinzamiento, la modificación más eficaz en el diseño de la prótesis es el cambio del ángulo cuello-humeral del clásico 155° hacia un ángulo más anatómico [142], [143]. Si bien el COR articular debe medializarse con respecto al COR original, una ligera lateralización de la glenosfera con respecto a la glenoides puede aumentar aún más las fuerzas de compresión, que se cree que superan las mayores fuerzas de cizallamiento en la interfaz hueso-componente [131]. Existe un debate en curso sobre el impacto de la lateralización en el riesgo de fracturas acromiales por estrés. El análisis de elementos finitos ha sugerido un aumento del 17,2% de la tensión acromial secundaria a una lateralización de 10 mm [144]. Clínicamente, la distalización se ha considerado más culpable que la lateralización. La lateralización de la glenosfera tiene, además, una correlación lineal con la micromovilidad de la placa base y, por tanto, expone a los pacientes al riesgo de aflojamiento aséptico [145]–[147]. Giles et al. probaron el efecto de la lateralización glenoidea y la lateralización del húmero sobre la carga del músculo deltoides in vitro utilizando un simulador. Informaron de que 10 mm de lateralización humeral era el único parámetro que realmente disminuía la fuerza del deltoides en abducción ($65 \pm 8\%$), sin embargo, advirtieron que este beneficio podría no compensar los efectos negativos inducidos por la lateralización de la glenosfera [148]. Por último, Boileau et al. propusieron una artroplastia inversa de hombro para lateralizar la glenosfera, sin embargo, manteniendo el COR en la interfaz prótesis-hueso y, por lo tanto, minimizar la tensión de torsión [149].

4.3.3 Diseño de placa base

Durante una investigación, las placas base se atornillan a la glenoide, centrándose en la configuración óptima para mejorar la estabilidad inicial en los modelos de espuma de poliuretano. Mientras que el aumento de la longitud de los tornillos (> 17 mm dentro de la glenoide) o el diámetro de los tornillos (3,5 frente a 5,0 mm) se demostró que, además reducir la micromovilidad hasta en un 30%, la inclinación de los tornillos en 30 grados (en comparación con 0°) fue la más eficaz ya que condujo a una reducción del 50% de la micromovilidad [131], [150]. Con un diseño de poste central, se piensa que el tornillo más importante de la placa base es el inferior, ya que las fuerzas de tracción son las más altas en el borde inferior secundario a la carga del húmero. Por lo tanto, debe favorecerse un tornillo de bloqueo en esta ubicación concreta, ya que se ha informado de un aumento del 7% de la carga hasta el fallo en comparación con los tornillos corticales estándar [151]. En cuanto a un estudio sobre cadáveres, se compara en una construcción de placa base de respaldo plano con dos tornillos periféricos (uno superior y otro inferior) con una de cuatro tornillos, donde no se encontró diferencias estadísticas en cuanto al movimiento durante una carga cíclica [152]. En cuanto al diseño de la placa base, el tornillo central no parece superior al poste en cuanto a carga hasta el fallo en comparación con el poste central [153]. Más tarde, Gutiérrez et al investigaron la posición óptima de la placa base mediante un modelo informático. Según su trabajo, que se centró en la distribución uniforme de la fuerza, una inclinación inferior de 15 grados es la más adecuada para una glenosfera concéntrica o excéntrica lateral, y para una glenosfera excéntrica inferior una inclinación neutra, 0° , es la orientación preferida [154], [155]. La inclinación superior debe evitarse siempre, ya que aumenta la tensión en la interfaz ósea. Boileau et al. sugieren que la inclinación superior suele subestimarse durante la planificación de la RSA. Como la placa base se implanta en la parte inferior de la glenoide, introdujeron el ángulo RSA, definido como el ángulo entre la parte inferior de la fosa glenoidea y la perpendicular al suelo del supraespinoso. En comparación con el ángulo ATSA (ángulo β o ángulo de inclinación global de la glenoides), el ángulo RSA es 8 ± 4 grados mayor [156].

4.3.4 Estabilidad

El efecto estabilizador del manguito rotador es inexistente en un hombro con un manguito deficiente, creando una tendencia a la inestabilidad [28]. Fisiológicamente hablando, el glenoide sirve como un pilar para la cabeza del húmero. A lo largo del rango de movimiento del hombro, se combinan los movimientos fisiológicos glenohumeral y escapulohumeral, los cuales actúan manteniendo un pilar debajo de la

cabeza del húmero. Se ajustan las fuerzas de equilibrio muscular en la artropatía (enfermedad de las articulaciones) del manguito de los hombros durante el proceso dinámico y explican el patrón de desgaste excéntrico en la artropatía por desgarramiento del manguito. El punto de encuentro final se alcanza cuando la cabeza del húmero migra hacia arriba y crea una luxación de hombro en el acromion, permitiendo una neutralización de la inestabilidad dinámica [89].

La inestabilidad es una de las complicaciones más comunes tras la RSA. Existe una gran variedad de factores que entran en juego con la estabilidad, incluyendo la glenosfera (excentricidad, diámetro, inclinación), la profundidad de la cavidad humeral, el diseño del implante humeral, así como también la lateralización y la longitud del húmero y el subescapular [154], [157]–[160]. La posición del brazo más propensa a la inestabilidad es de 30° de abducción con rotación neutra o rotación interna. El aumento del diámetro de la glenosfera de 38 a 42 mm consigue aumentar la estabilidad en un 32% al aumentar la carga de la articulación y la fuerza del deltoides [160], [161]. Los datos biomecánicos también sugieren que la inclinación superior expone a los pacientes a un mayor riesgo de inestabilidad [137], [162]. La lateralización de la glenosfera es eficaz para evitar el pinzamiento escapular con el brazo en aducción y para aumentar la fuerza necesaria para la luxación anterior, y se pierde un beneficio mecánico si se reduce la fuerza del deltoides para la abducción del brazo con una lateralización de 15 mm [163], [164]. En la comparación del ángulo cuello-humeral (135°-155°) se demostró un menor beneficio con fuerzas de luxación más altas requeridas en los vástagos de 135° en 30° de abducción. No obstante, este efecto fue insignificante comparado con una lateralización glenoidea entre 6 y 9 mm [163]. La conformidad de los radios entre la glenosfera y la cavidad humeral que existe en la RSA, da como resultado en una mayor tolerancia de la fuerza de reacción de la articulación hasta 45° (en comparación con los 30° de una ATSA) [146]. Por último, la profundidad del encaje humeral definida en relación con el diámetro de la glenosfera hará que aumente la estabilidad a raíz de un rango de movimiento reducido [154], [158],[165].

4.3.5 Distalización del húmero

Aunque la distalización del húmero es un punto central en la RSA con el objetivo principal de aumentar el brazo de palanca del deltoides y mejorar los resultados funcionales, hay consecuencias al alargamiento. Se cree que el alargamiento óptimo se cree que es de unos 2 cm, pero aún se debate [166]. Aunque se ha demostrado que un alargamiento insuficiente (sobre todo en el ámbito de la revisión) es un factor crítico en relación con la inestabilidad articular, los inconvenientes de un alargamiento excesivo

incluyen el aumento del riesgo de una lesión neurológica (neurapraxia) y una sobretensión que de movimiento, así como un aumento de las fuerzas de reacción de la articulación [166]–[169]. Además, el alargamiento mediante un componente humeral onlay se ha asociado a un mayor riesgo de fractura acromial por estrés en comparación con los componentes inlay [145]. Aunque no existe un consenso actual sobre la forma óptima de aumentar la tensión de los tejidos blandos y evitar al mismo tiempo las complicaciones, los datos biomecánicos recientes sugieren que la lateralización del húmero podría ser una solución para mejorar la carga articular y muscular [148],[170], [171]. Sin embargo, hay que tener en cuenta que la lateralización del húmero también conduce a la distalización. Además de las consecuencias mencionadas, la distalización también cambia los vectores de fuerza del manguito rotador restante. Esto último puede ser particularmente importante en el uso de la RSA para diagnósticos distintos de la artropatía en los que gran parte del manguito rotador sigue siendo funcional, como la genioplastia primaria. Por lo tanto, no sólo hay ventajas en la distalización, sino que la cantidad ideal también puede variar según el diagnóstico [39].

4.4 DELTA XTEND

La prótesis invertida de hombro DELTA XTEND™ pertenece a *DePuy Synthes*, parte de la familia de empresas de la multinacional *Johnson&Johnson*. Más de 30 años de experiencia basados en los principios del diseño original del Doctor Paul Grammont, el sistema de artroplastia invertida de hombro DELTA XTEND se ha convertido en una prótesis de hombro de las más demandadas. Con resultados positivos y registros documentados a medio y largo plazo, esta técnica quirúrgica se basa en tres parámetros de diseño: el plano glenoideo, las opciones de voladizo y tamaño de la glenosfera y la tensión que genera en el deltoides el ángulo cervical de 155° que presenta el componente humeral. Este diseño presenta unas fuerzas de cizallamiento sobre el componente glenoideo (metaglena), ayudando a reducir la formación de muescas en la escápula y mantener el equilibrio en las partes más inestables y blandas [28], [33], [172].

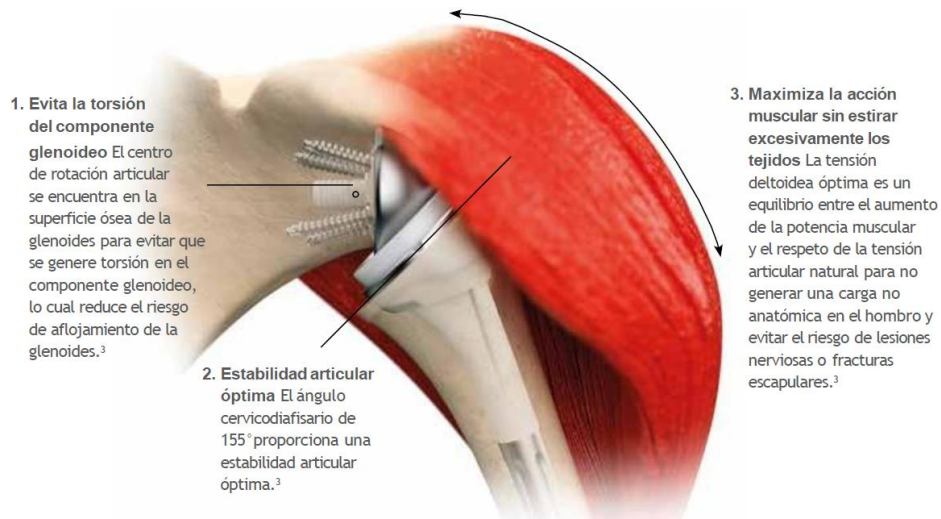


Figura 15. Indicaciones acerca de los beneficios y rasgos que ofrece la prótesis DELTA XTEND. Recuperado de DePuy Synthes [172].

En casos de desprendimiento óseo sustancial en la glenoides, donde la superficie glenoidea está medializada o el cuello de la escápula está acortada en la horizontal al menos 9 mm, esta lateralización de la estructura de la glenoides y la glenosfera puede ser beneficiosa [173]. Existen 16 posibles implantes para la intervención, para así el cirujano pueda escoger con precisión la interlínea articular natural del paciente y aumentar la amplitud de movimiento sin pinzamiento [174].

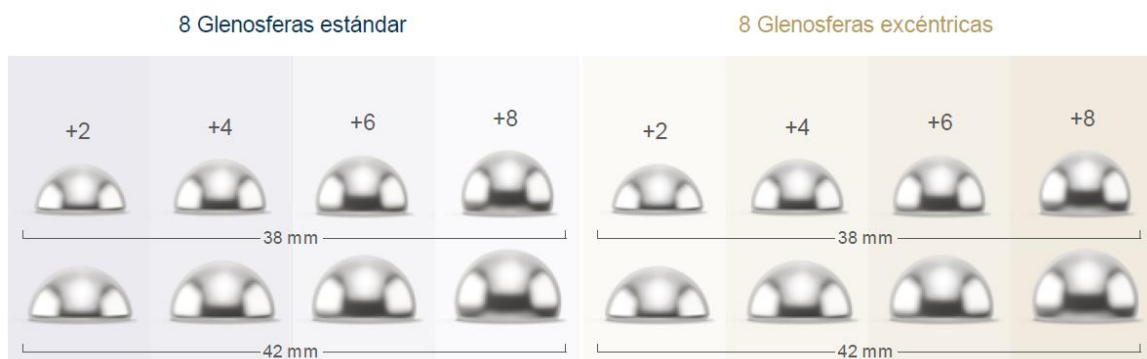


Figura 16. Tipos y tamaños de glenosferas seleccionables para la intervención quirúrgica. En la izquierda tenemos las glenosferas estándar. A la derecha las glenosferas excéntricas [172].

Como ya hemos comentado, la lateralización ayuda a aumentar la aducción sin pinzamiento, pero como inconveniente puede aumentar la fuerza que necesita la

deltoides para realizar tareas similares. También, se sabe que la lateralización puede aumentar en pequeña escala la metaglena. Tener en cuenta todo esto, ayuda al cirujano a elegir la mejor opción para el implante. Hettrich et al. demostraron mediante el método de elementos finitos que existe una correlación entre la fuerza que produce la deltoides en función de la lateralización con la amplitud del movimiento [175]. Por consiguiente, por cada milímetro de lateralización, se requiere un 2,6% más de fuerza en la deltoides. Es decir, una lateralización de 10 mm provoca un aumento del 26% en la fuerza que se necesita para levantar el brazo.

Resultados de la prueba de la fuerza necesaria en el deltoides para todos los modelos de lateralización

Lateralización	Fuerza necesaria en el deltoides, N
-5 mm	546
2,5 mm	553
5 mm	583
7,5 mm	618
10 mm	660

Adaptado de Hettrich et al. "Mechanical tradeoffs associated with glenosphere lateralization in reverse shoulder arthroplasty"[®]

Tabla 1. Adaptado de Hettrich et al. "Mechanical tradeoffs associated with glenosphere lateralization in reverse shoulder arthroplasty". Tabla de resultados de la prueba de la fuerza necesaria en el deltoides para todos los modelos de lateralización [172]

Además, se demostró un aumento del micromovimiento entre una glenofera DELTA XTEND neutra y una glenofera de +8mm. A pesar de que el aumento del movimiento es del 36%, el valor es inferior al límite biomecánico establecido de 150 μm [172].

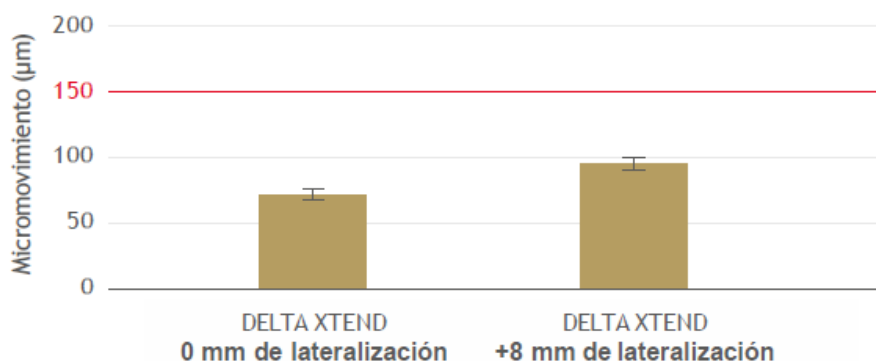


Figura 17. Medición del micromovimiento del implante. Relación del micromovimiento medido en micras respecto a la distancia de lateralización [176].

Paisley et al. hablan acerca del momento adecuado para la lateralización. Ellos proponen lateralizar la glenófera cuando se desprende el cuello de la escápula hasta una longitud menor de 9 mm en la radiografía de tórax [177].

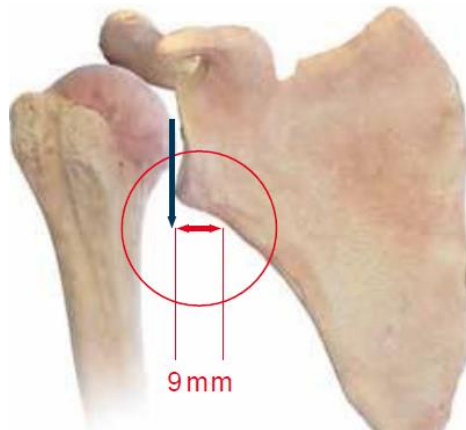


Figura 18. Distancia de lateralización propuesta por Paisley et al. cuando el cuello de la escápula está erosionado [177].

Por otro lado, el Doctor Ludwig Seebauer desarrolló un algoritmo para identificar la erosión de la glenoide y un sencillo proceso para evaluar el grado de lateralización necesario para mantener la integridad de partes débiles [33].

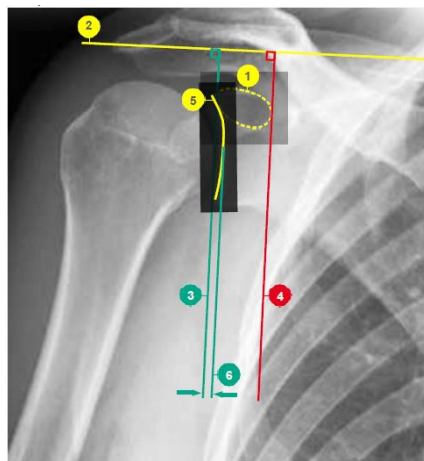


Figura 19. Algoritmo del Dr. Ludwig Seebauer para la erosión glenoidea y pasos a seguir [172].

1. Identificar la base de la apófisis coracoides.
2. Trazar como referencia la línea del acromion.

3. Trazar otra línea en perpendicular a la referencia del acromion que atraviese la cara lateral de la base de la apófisis coracoides (línea verde).
4. Trazar otra línea en perpendicular a la referencia del acromion que atraviese el lado medial de la base de la apófisis coracoides (línea roja).
5. Identificar el plano glenoideo.
6. Tenemos tres opciones:
 - a) Si el plano glenoideo está en posición lateral respecto a la línea verde, no es necesario lateralizar.
 - b) Si el plano glenoideo está entre las líneas verde y roja, puede utilizarse una glenoides lateralizada. Se puede medir la lateralización mínima, que es la distancia entre el plano glenoideo y la línea verde.
 - c) Si el plano glenoideo está en posición medial respecto a la línea roja, debe valorarse una técnica de injerto óseo.

Como contraindicación tenemos el caso de personas con gran peso corporal, posibles infecciones, mala calidad de la masa ósea, consumo de drogas, posibles deformaciones, tumores, incapacidades mentales, enfermedades o dificultades musculares, nerviosas o vasculares. Con resultados a corto y medio plazo, no se ha dado el caso de que la diabetes suponga un problema para considerarlo una contraindicación. Aún así, si el paciente posee una diabetes avanzada, se deberá considerar la conveniencia de la intervención de la artroplastia [33].

4.4.1 Técnica quirúrgica

Basándonos en la técnica quirúrgica del equipo de cirujanos responsables del diseño del sistema de artroplastia de hombro invertida DELTA XTEND:

Pasos quirúrgicos humerales

1. Vía de acceso superolateral.
 - 1.1. Acceso quirúrgico.
 - 1.2. Resección de la cabeza humeral.
2. Vía de acceso deltopectoral.
 - 2.1. Acceso quirúrgico.
 - 2.2. Resección de la cabeza humeral.
3. Colocación de la guía de fresado proximal.
 - 4.1. Técnica del implante modular no cementado.

- 4.1.1. Determinación del tamaño y la excentricidad de la epífisis.
- 4.1.2. Fresado proximal del húmero.
- 4.1.3. Medición del escariado y la angulación diafisarias.
- 4.1.4. Ensamblaje epífisis/diáfisis.
- 4.1.5. Inserción del implante definitivo.
- 4.1.6. Impactación del cotilo.

4.2. Técnica del implante monobloque cementado.

- 4.2.1. Determinación del tamaño de la epífisis.
- 4.2.2. Fresado proximal del húmero.
- 4.2.3. Inserción del implante definitivo.
- 4.2.4. Impactación del cotilo.

Pasos quirúrgicos glenoideos

1. Elección de la posición óptima de la metaglena
2. Fresado glenoideo con aguja guía
3. Perforación para el tetón central de la metaglena
4. Impactación de la metaglena
5. Inserción de los tornillos de bloqueo inferior y superior
6. Inserción de los tornillos de cabeza esférica anterior y posterior
7. Implantación de la glenosfera

Creación de la plantilla preoperatoria y colocación del paciente

Plantilla preoperatoria

Mediante radiografías y tomografía computarizada (TC) se determina y se evalúa si el paciente a tratar es apto para el tratamiento. Esto se realiza para determinar el tamaño de la bóveda glenoidea y si se pueden colocar los 4 tornillos de la metaglena dentro del hueso de la glenoides [176]. Para determinar el tamaño del implante, se realizan radiografías del hombro en aumento con una plantilla que se facilita para una posterior elección del cirujano. No obstante, la decisión final se tomará una vez en quirófano durante la intervención quirúrgica.

Posición del paciente

El paciente se deberá colocar en posición de silla de playa, anteriormente comentada, con el brazo a intervenir totalmente libre:

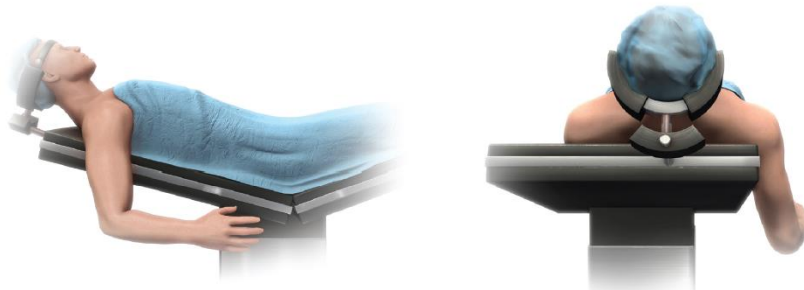


Figura 20. Posición silla de playa [176].

La prótesis DELTA XTEND puede implantarse tanto vía superolateral como deltopectoral. La elección depende del cirujano y las condiciones clínicas. La vía deltopectoral cuenta con la ventaja de poder ver la parte inferior de la glenoides. En la cirugía postoperatoria se accede mediante esta vía para poder acceder a través de la cicatriz principal y realizar una incisión humeral más larga en el caso de que el vástago humeral presente dificultades para extraerlo. Por otro lado, tenemos la vía superolateral que permite ver con claridad la glenoides, por lo que facilita el trabajo de implantar componentes glenoideos de la prótesis, sobre todo cuando la glenoide se encuentra en el estado de retroversión. A parte, en esta vía no es necesario realizar una desinserción del músculo subescapular que puede debilitar aún más la estructura del manguito residual.

Acceso quirúrgico superolateral

Se procede a empezar con una incisión cutánea de 10-12 cm a lo largo del borde lateral del acromion o en dirección lateral al anteroposterior. Tras diseccionar la piel, se separan las capas del deltoides anterior y medio frente al borde lateral del acromion mediante disección roma. Esta disección de 5-7 mm se realiza a la altura de la articulación acromioclavicular, donde la sección es posterior a la punta del acromion hasta hacia abajo, siguiendo una línea recta en el músculo deltoides. A tener en cuenta el nervio axilar que se encuentra por debajo del pliegue de giro de la bolsa subacromial, por lo que no debería de extenderse más de 4 cm desde la cara externa del acromion.

Una vez la bolsa subacromial es visible, se puede colocar un separador en el espacio subacromial. Así se puede liberar el deltoides anterior desde la inserción hasta su articulación acromioclavicular. Una vez que se extrae la bolsa subacromial, la cabeza del húmero queda claramente visible en el borde anterior del acromion. Si se da el caso,

para mejorar la manipulación de la cabeza del húmero, se puede dividir el ligamento acromioclavicular y poder realizar una acromioplastia.

Posteriormente se realiza una rotación externa en la extremidad y se luxa la cabeza en la dirección anterosuperior para facilitar la posición y el corte. Con el bíceps se podría realizar una tenotomía o una tenodesis en el caso de que estuviera presente. En cambio, el subescapular, el redondo menor y el infraespinoso se conservan si están presentes. Por último, en caso de que la luxación del húmero en la parte superior se complique, se puede realizar una desinserción parcial del subescapular [176].

Acceso quirúrgico deltopectoral

Se procede a realizar una incisión desde un punto medio de la clavícula hasta el punto medio del brazo. Se manipula los colgajos subcutáneos para delimitar el intervalo deltopectoral, la vena cefálica, el músculo deltoides, se corta la fascia claviopectoral, se disecciona la interfaz del movimiento humeroescapular (subacromial, subdeltoidea y subcoracoidea) y se electrocoagula o se ligan los vasos circunflejos humerales anteriores en el borde inferior de subescapular.

Se observa si el tendón de la parte larga del bíceps está intacto. Si es así, se realiza una tenodesis en la corredera en su defecto con el tendón del pectoral mayor con suturas no reabsorbibles. En pacientes de avanzada edad, se puede realizar una tenotomía del bíceps.

Al tendón subescapular se le coloque una sutura de fijación, a una distancia medial de 2 cm a su punto de inserción en el troquín. Se libera el tendón, junto con la cápsula subyacente, del troquín y la porción proximal del húmero. Una vez realizado esto, se comprueba el estado del tendón de la porción larga del bíceps. Si todavía sigue presente, se realiza una tenodesis en la corredera o al tendón del pectoral mayor. También se puede proceder a realizar una tenotomía en pacientes de avanzada edad. Si fuera necesario, se despega del húmero la porción inferior y posteroinferior de la cápsula. Finalmente, se luxa la cabeza del húmero [176].

Preparación del conducto intramedular

Se procede a realizar una maniobra de fresado sobre la cabeza del húmero con una perforación de unos 6 mm. Con la fresa se perfora un orificio piloto de modo que la fresa atraviese la cabeza del húmero y descienda a lo largo del eje intramedular. Este fresado es realizado manualmente con el mango en T de la fresa. Este fresado no se realiza con una fresa eléctrica, podría dañar el húmero. Si se utiliza una prótesis de

tamaño estándar, se introduce la fresa hasta que quede la marca circular intermedia a la altura del orificio realizado en la cabeza del húmero. Si la prótesis tiene un vástago de mayor tamaño, se introduce las estrías cortantes en toda la cavidad intramedular del hueso. Progresivamente se aumenta el diámetro del orificio con una fresa de mayor tamaño hasta hacer contacto con el hueso cortical del conducto intramedular del húmero. El tamaño del diámetro del último fresado determina el tamaño del mango de la guía de corte, guía de fresado de la epífisis, del escariador, del vástago de prueba y el implante definitivo [176].

Imaginemos por ejemplo que se ha realizado un fresado final de un diámetro de 12 mm. En este caso se utilizará un vástago humeral de prueba, de cualquier versión, cementada o no cementada, de 12 mm de implante humeral.



Figura 21. Fresado de la cabeza humeral [176]. DePuy Synthes.

Resección de la cabeza humeral

Según el tamaño adecuado se selecciona la guía de corte. Si seguimos el ejemplo anterior del fresado de 12 mm, se elige un mango de 12 mm. La guía y la placa se escoge en función de la vía de acceso que se ha escogido inicialmente, bien deltopectoral o bien superolateral. Se siguen dos pasos para montar la guía:

1. Se monta primero la placa de corte en la guía de corte.
2. Se fija la guía de corte en el mango de la guía de corte.

Deberá estar la guía completamente ajustada.

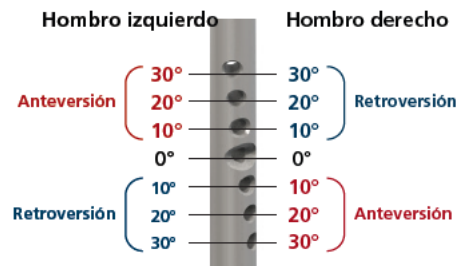


Figura 22. Ángulos de anteversión y retroversión [176].

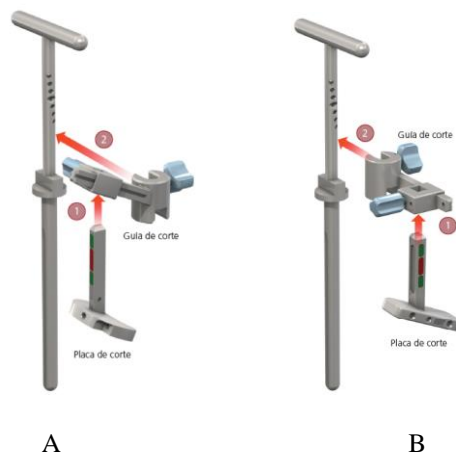


Figura 23A y 23B. Montaje de la guía de corte superolateral (A). Montaje de la guía de corte deltopectoral (B) [176].

Resección de la cabeza humeral

Se inserta la varilla de orientación de la guía de corte a través del orificio del mango de corte para conseguir la retroversión óptima. La retroversión se mide con respecto al eje del antebrazo. Un ángulo ideal se encuentra entre los 0°-10°. Una retroversión excesiva puede complicar el movimiento articular y en particular la rotación interna. Seguidamente, se gira el mango de corte para alinear la varilla de orientación y el antebrazo. Se desliza la placa de corte para ajustar el nivel de corte con el nivel de colores que indican el nivel de resección adecuado. Rojo, para una altura incorrecta, hay que reajustar la placa de corte; verde, para una altura correcta.

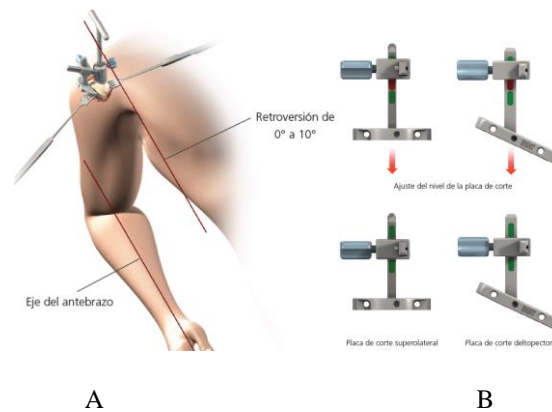


Figura 24A y 24B. Resección de la cabeza humeral (A). Inserción de varilla y posición correcta de placa de corte (B) [176].

Siguiendo el código de colores, el cirujano debe extirpar entre 1-2 mm de la zona proximal del troquíter. El ángulo de corte es de 155° , por lo que es diferente del ángulo cervicodiafisario anatómico de 135° . Se perfora con una broca de 3,2 mm de diámetro el hueso cortical a través de la placa de corte para poder insertar los dos clavos de fijación y fijar la placa de corte el hueso.

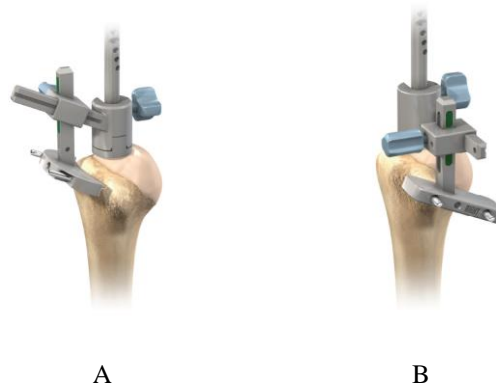


Figura 25A y 25B. Acceso superolateral y acceso deltopectoral, respectivamente [176].

Se prosigue retirando el montaje de la guía y añadiendo un tercer clavo de fijación en el orificio medio de la placa de corte para poder fijar el conjunto. Se secciona la cabeza del húmero alineando la hoja de sierra con la cara superior de la placa de corte. Se ha de comentar que los dos clavos externos son paralelos, lo que permite invertir la placa de corte antes de fijarla con un tercer clavo de fijación y poder proporcionar una superficie de corte plana.

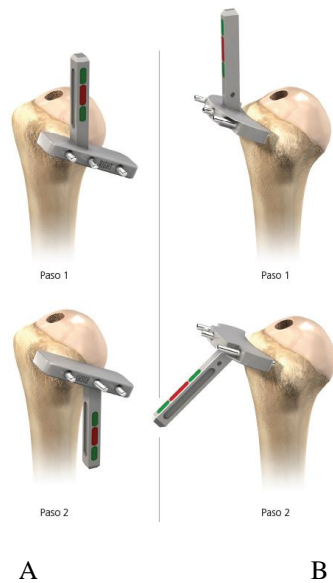


Figura 26A y 26B. Pasos para la resección del hueso [176].

Se coloca una placa protectora sobre la sección cortada de la cabeza del húmero para proteger el hueso de posibles daños durante la intervención. Se pasa un separador de horquilla bajo la escápula para descender el húmero. Si se proporciona una visión clara de la superficie glenoidea, el nivel de resección es correcto. En caso contrario, puede ser necesaria una nueva resección.



Figura 27. Placa protectora en la resección [176].

Exposición de la glenoides

El separador deberá desplazar el húmero en sentido distal o posterior, colocándose en la parte inferior del rodete glenoideo. Algunas veces, dependiendo de lo expuesta que esté o el alcance de las contracturas, es necesario extirpar la cápsula, tras extirpar los restos del bíceps y todo el rodete. Se realiza una disección circular roma (con el dedo o un

elevador) desde la base de la apófisis coracoides hasta mucho más de la cara más inferior respecto a la glenoides. Es fundamental poder acceder sin problema a la base de la apófisis coracoides, a la parte inferior del cuello glenoideo, al tubérculo infraglenoideo cuando se permita y al borde lateral de la escápula. Estos separadores tienen que colocarse de modo que toda la cara glenoidea se quede a la vista para facilitar la colocación exacta de aguja guía.

Movilización del subescapular en el acceso deltopectoral

Para movilizarlo se utilizan métodos cortantes. Es necesario liberar por completo el intervalo rotador de la base de la apófisis coracoides y se desprenda el borde superior del subescapular de la base de la apófisis coracoides.

Preparación de la glenoides

Se deben de retirar todos los restos del rodete glenoideo. Seguidamente, se retira todo el cartílago articular de la cara glenoidea con la ayuda de una legra recta. Para determinar la anatomía ósea, se extirpan los osteofitos presentes.

Colocación de la metaglena

Para la colocación de la metaglena hay que tener muy en cuenta una fijación correcta, una amplitud de movimiento adecuada y controlar la compresión ósea. Cuando se escoja una posición, esta debe tener el máximo contacto con la superficie glenoidea y permitir la fijación de los tornillos en el hueso. Lo ideal sería colocar la metaglena en la zona circular roja de la siguiente Figura 28. Este punto suele estar desplazado e inferior a la intersección de los ejes glenoideos.

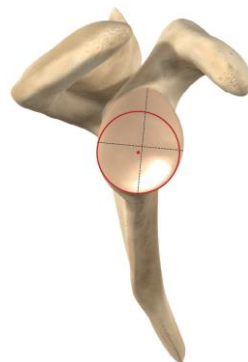


Figura 28. Lugar donde debería estar colocada la metaglena e intersección de los ejes glenoideos [176].

Colocar la metaglena en este punto de referencia ayuda a un pinzamiento óseo correcto y una fijación segura del implante glenoideo. Aun así, se suele obtener posiciones ligeramente superiores después de obtenerlas por radiografías y tomografías junto con el uso de plantillas.

Para colocar la metaglena se utiliza un posicionador. Se inserta la cabeza con forma hexagonal en una ranura de la placa y se enrosca para bloquear el conjunto. Destacar que el ángulo correcto para una visibilidad óptima con respecto a la placa es de 20°. Se coloca la placa lo más cerca al borde inferior de la glenoide de modo que coincida. Si no se ha limpiado el hueso de osteofitos se puede colocar de forma incorrecta, para ello habría que revisar las radiografías.

La aguja guía debe insertarse perpendicularmente a la cara de la glenoides o ligeramente inclinada. Así se consigue que quede lo más perpendicular posible. Posteriormente se coloca la aguja guía central de la metaglena de 2,5 mm en el orificio para hacer avanzar la placa 3-4 cm a través de la glenoides con la ayuda de una herramienta eléctrica. Esta aguja de 2,5 mm tiene como posible sustituta una aguja guía rompible del mismo tamaño de diámetro. Estas agujas rompibles se utilizan exclusivamente para su posterior ruptura después de utilizarlas y no tienen como función indicar la profundidad a la que debe insertarse la guía. Hay que tener en cuenta que puede llegar a romperse por el lugar indicado en la propia varilla si se somete a un esfuerzo de flexión excesivo.

Fresado de la glenoides

Se desliza la fresa glenoidea de 27 mm sobre la aguja central anteriormente comentada y se realiza un fresado con la ayuda de una herramienta eléctrica. Con este fresado se consigue una superficie curva y lisa de un diámetro idéntico a la metaglena. Se inicia el fresado a baja velocidad antes de contactar con la superficie. Se retira con frecuencia para ir comprobando y observar el fresado para conseguir el mejor resultado. A continuación, se realiza manualmente en la zona superior de la glenoides con una fresa glenoidea de 42 mm. Este último paso es fundamental para evitar cualquier problema entre la glenosfera y la zona superior de la glenoides. Este fresado manual tiene que realizarse hasta el momento de que la parte central de la fresa esté completamente en contacto con la superficie glenoidea central curva.

Perforación del orificio central

Si es necesario se utiliza la misma fresa glenoidea manual para realizar los tres sentidos anterior, posterior e inferior. Tiene que quedar una superficie lisa sin restos de cartílago.

No debe quedar espacio entre el material de fresado con la superficie de la glenoides, solo en caso de que exista erosión ósea. Después de comprobar esto, se retira la fresa, pero todavía queda la aguja guía central. Con la broca canulada la introducimos por la guía central y perfora el orificio central hasta que la broca llegue al tope (Figura 29). Tras esto, se retira la broca y la aguja guía central.



Figura 29. Broca canulada llegando hasta el hueso creando un orificio central [176].

Implantación de la metaglena

Se utilizará una varilla interna que se colocará en el orificio central de la metaglena. A lo que se colocará la metaglena sobre la glenoides y se asegura que esté completamente fijada al hueso. Es necesario verificar que la marca vertical de la metaglena está alineada con el pilar escapular por debajo y también con la base de la apófisis coracoides por arriba. Suavemente, se realizan pequeños golpes con un martillo para enderezar el tornillo inferior y retirar la portametaglenas.

Colocación de los tornillos inferior y superior de la metaglena

Los tornillos de fijación de la metaglena permiten una angulación de $\pm 10^\circ$ alrededor de la posición indicada de los tornillos en la metaglena, que es de 17° . En los orificios inferior y superior deben utilizarse tornillos de fijación. Aunque el tornillo pueda inclinarse sobre su posición inicial de 17° , debe quedar completamente fijada en el orificio de la metaglena. Con una broca de 2,5 mm, se perfora el hueso subcondral hasta una profundidad de 10-12 mm. Cuando se deje de taladrar, hay que comprobar que esté bien asentada en el hueso la broca. Si fuera necesario, hay que reorientar la broca y volver a taladrar.

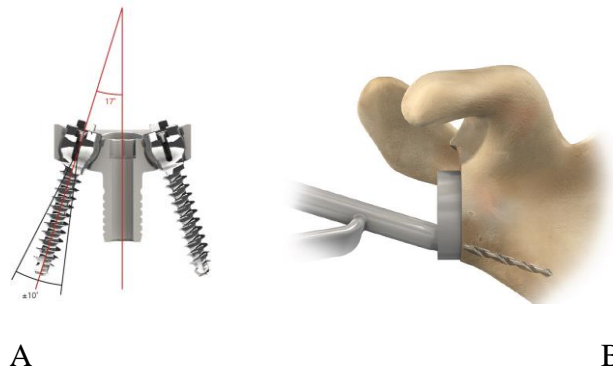


Figura 30A y 30B. Corte transversal de la metaglena y tornillos de bloqueo poliaxiales superior e inferior (A). Broca perforando el hueso (B) [176].

El objetivo principal es conseguir que el tornillo inferior sea lo suficientemente largo, de unos 36 mm aproximadamente. Las marcas que quedan en la broca indican la longitud del tornillo. Existe otro método para saber la profundidad que es con un simple medidor de profundidad del tornillo.

Para colocar el tornillo, se introduce una guía por la broca, la cual posteriormente se retira. Por dicha guía se coloca el tornillo que se desliza hasta llegar a colocarse en el hueso, teniendo en cuenta que el tornillo de apriete interno debe girar libremente.



Figura 31. Tornillo de bloqueo siguiendo la guía para colocarse en el hueso [176].

Por la misma guía que hemos utilizado para colocar el tornillo introducimos el destornillador para ajustarlo. Se aprieta el tornillo hasta el máximo para lograr la compresión de la placa en la metaglena. Repetimos el mismo proceso para el tornillo superior. Este tornillo debe dirigirse hacia la base de la apófisis coracoides y con una orientación anterior para evitar el nervio subescapular. Para conseguir una sujeción adecuada de la placa de la metaglena con el hueso se recomienda apretar los tornillos de bloqueo inferior y superior de una manera alternativa.



Figura 32. colocación de tornillos superior e inferior en la placa de la metaglena [176].

Colocación de los tornillos anterior y posterior de la metaglena

En estos dos orificios se pueden utilizar tornillos de bloqueo o no. En ambos tornillos se permite una inclinación de $\pm 10^\circ$ como en los tornillos superior e inferior, pero no en una dirección convergente al eje del tetón central para no tener conflictos con el eje durante la perforación.

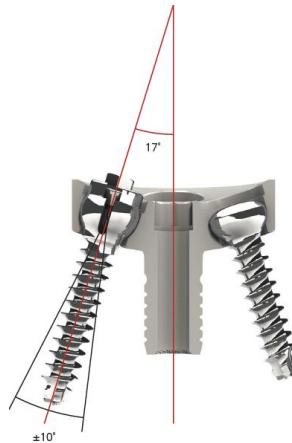


Figura 33. Corte transversal anteroposterior de la metaglena. Tornillos de bloqueo poliaxiales o sin bloqueo [176].

Se utiliza el mismo diámetro de broca de 2,5 mm con la misma técnica de seguir la guía de broca para establecer el ángulo más adecuado y que el tornillo pueda contener un buen apriete en la parte ósea. Se perfora en la dirección de la bóveda central para conseguir la máxima longitud de los tornillos anterior y posterior, intentando siempre una dirección paralela o divergente respecto al tetón central.

Tanto para el tornillo anterior y posterior, la longitud a seleccionar la determina las marcas del láser de las brocas o con un medidor. Siguiendo la misma técnica que en los

tornillo superior e inferior, se introduce el destornillador hexagonal de 3,5 mm para los tornillos sin bloqueo o un destornillador de bloqueo sobre la guía. Para los tornillos poliaxiales, se coloca el cuerpo principal del destornillador de bloqueo sobre la cabeza del tornillo inferior. A continuación, se desliza la varilla interna del destornillador de bloque en el mango principal. La punta de este destornillador entrará en contacto con el destornillador y ajustándola por completo, llegando a expandir la cabeza del tornillo. Finalmente, la metaglena está totalmente ajustada y se pasa a la preparación humeral.

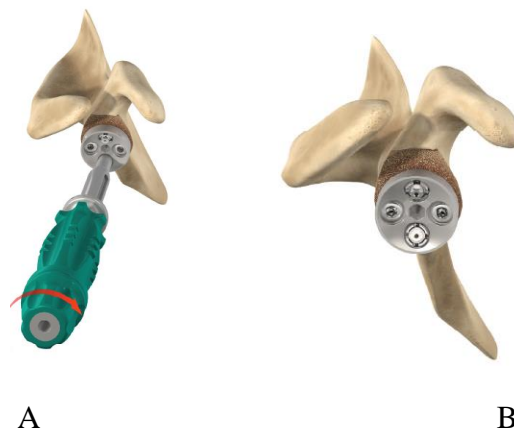


Figura 34A y 34B. Ajuste de los tornillos posterior y anterior (A). Metaglena completamente colocada (B) [176].

4.4.2 Implantes humerales cementados y no cementados

Colocación de la guía de fresado humeral proximal

Se escoge la guía de fresado proximal adecuado dependiendo del tamaño. Pongamos como ejemplo que se ha utilizado en una operación quirúrgica una fresa intramedular de 12 mm y un mango de corte de 12 mm. En ese caso, se escoge la guía de fresado proximal de 12 mm. Para proceder con la intervención quirúrgica, se deberá de preparar la guía de fresado con el conducto intramedular.



Figura 35. Colocación de la guía de fresado humeral proximal [176].

Fresado proximal del húmero

Se ha de seleccionar una epífisis del tamaño adecuado, centrado o excéntrico, que ofrezca la mejor cobertura de la superficie ósea reseca. Pero antes, se coloca un adaptador de fresa centrado y se coloca sobre el clavo inclinado de la guía de fresado. Posteriormente, se elige la epífisis junto a su tamaño adecuado, utilizando para ello los discos calibradores preparados para implantes modulares, de dos tamaños: 1 y 2. Este disco seleccionado deberá cubrir la mayor parte de la superficie ósea reseca sin tapan totalmente el hueso.

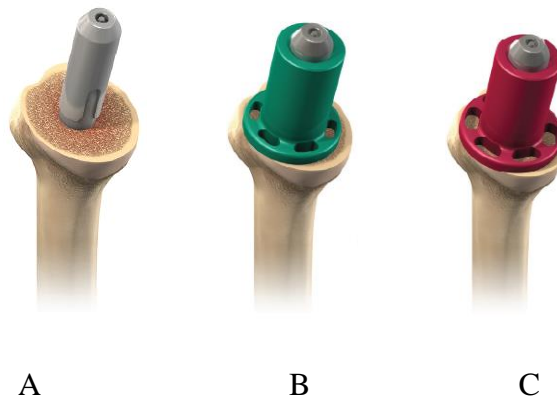


Figura 36A, 36B y 36C. Adaptador centrado tamaño 1 y 2 (A). Disco de tamaño 1 (B). Disco de tamaño 2 (C) [176].

Si no se consigue la función de poder tapan la superficie ósea casi al completo, se deberá de cambiar a otro adaptador, en este otro caso, el excéntrico. De forma que la excentricidad sea posterior y no anterior. Como en el caso anterior, se debe colocar el

disco de tamaño más adecuado. Con la ayuda del código de colores, se puede verificar la compatibilidad del adaptador de fresa, del disco y la fresa. Los tres deben de tener el mismo color. Esta decisión determinará el tamaño de la fresa y del implante definitivo.

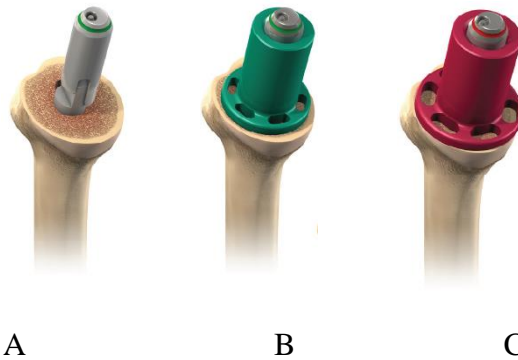


Figura 37A, 37B y 37C. Adaptador excéntrico tamaño 1 (A). Adaptador excéntrico de tamaño 1 y disco de tamaño 1 (B). Adaptador excéntrico de tamaño 2 y disco de tamaño 2 (C) [176].

Tras seleccionar la mejor opción de adaptador y tamaño de disco, se realiza un fresado de eléctrico sujetando el mango de la herramienta eléctrica con una empuñadura sensible y flexible. Sabemos que se ha alcanzado el fresado completo cuando la cara externa de la fresa entra en contacto total y completo con la superficie ósea reseca. Con la ayuda de un portaguías, se retira el adaptador de fresa. Si queda hueso sin fresar en la parte del centro de la epífisis, se deberá retirar.



Figura 38. Fresado total con la cara externa de la fresa en contacto total con la superficie ósea del hueso [176].

Escariado distal del húmero

El tamaño adecuado del vástago ya habrá sido escogido anteriormente. Siguiendo el ejemplo puesto anteriormente donde se ha escogido una fresa de 12 mm, se deberá escoger el escariador de 12 mm y conectarla al mango del escariador. El goniómetro

deberá estar colocado en el mango del escariador. A continuación, se desciende el escariador con cuidado evitando dañar el hueso hasta que la barra oscilante del mango esté en contacto con el hueso. En el caso de que exista una lesión en el hueso cortical en el sitio donde la barra deba estar en contacto con el hueso, deslice la placa del mango del escariador entre la barra oscilante y la superficie del hueso resecaado.

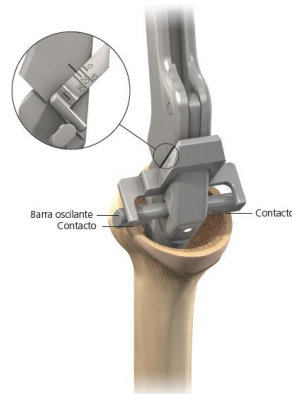


Figura 39. Posición de la barra oscilante en contacto con la superficie del hueso y la lectura de la inclinación.

Inserción del vástago y la epífisis humeral de prueba

Una vez escogida la epífisis modular, se coloca en el vástago modular de prueba. La posición de la epífisis va a estar determinada por la lectura en el goniómetro del mango escariador. Como ejemplo, imaginemos que se leen 20° en la parte derecha del goniómetro. En este caso, hay que colocar el orificio epifisario con esos 20° marcados con la marca de orientación del vástago. Esta inclinación es la diferencia entre el vástago y la epífisis de un hombro invertido.

A continuación, se atornillan los dos componentes con el destornillador hexagonal que hemos utilizado anteriormente con tornillo sin bloqueo de 3,5 mm y con la llave de bloque especial para implantes modulares. Ahora se montan los dos componentes en el implante humeral presionando y soltando el botón azul.



Figura 40. Posición de 20° de la epífisis y del goniómetro [176].



Figura 41A y 41B. Atornillado con la cabeza hexagonal (A). Acoplamiento de los dos componentes presionando el botón azul (B).

Proseguimos introduciendo el componente por el conducto intramedular, alineando la aleta anterior del vástago con la cara anterior de la corredera bicipital. Con la ayuda de la varilla de orientación colocada en el mango de la parte introductora del implante, se inserta el componente. Esta varilla debe estar en la posición de retroversión en la que se colocó la guía de corte, o sea, cerca de 0° de retroversión. Se alinea la varilla de orientación con el eje del antebrazo y se introducen los componentes atornillados anteriormente. Con la ayuda de un martillo, se golpea el mango del introductor para impactar el implante y, una vez dentro, se extrae el introductor auxiliar, dejando colocado el implante de prueba. Para ello, se pulsa el botón azul.

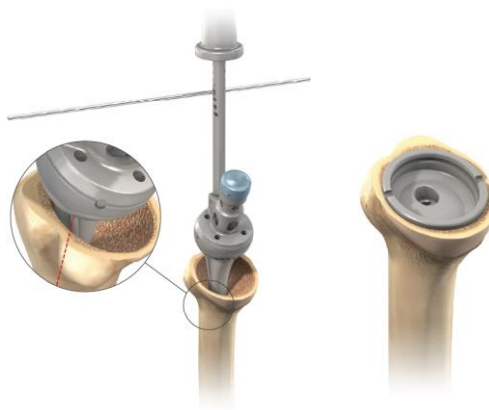


Figura 42. Introducción del implante en el hueso con los componentes y la varilla en posición de retroversión [176].

4.4.3 Implantes humerales monobloque cementados

Fresado proximal del húmero

Para el tamaño del implante monobloque, se elegirá dependiendo del diámetro del fresado distal inicial y del tamaño de la epífisis que mejor se adapte a la superficie ósea. Estos implantes son distintos a los anteriores, por lo que no existen componentes epifisarios excéntricos para los cementados monobloque.

A modo de elegir el tamaño del disco, se prueban dos tamaños diferentes y el más adecuado será el que más superficie ósea cubra, como en el otro caso de implante humeral. Una vez tomada la decisión, se realiza el fresado metafisario con una fresa eléctrica. Se termina el fresado completo cuando la cara exterior de la fresa está en contacto total y completo con la superficie ósea del hueso. Cuando se termine el fresado, se deberá retirar con la ayuda de la guía de fresado.

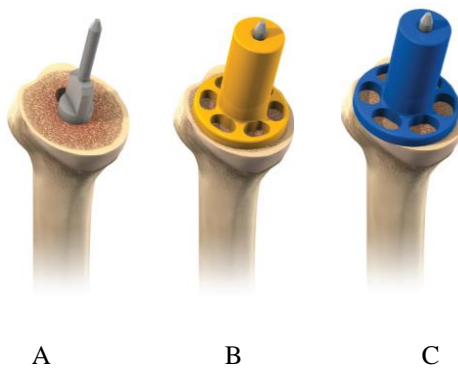


Figura 43A, 43B y 43C. Adaptador centrado (A). Tamaño de disco 1 (B). Tamaño de disco 2 (C) [176].

Inserción del implante de prueba humeral

Se selecciona el implante humeral de prueba adecuado. Si por ejemplo se utilizó el fresado distal inicial con una fresa de 12 mm, y el fresado con una fresa proximal de tamaño 1, se deberá de escoger una epífisis humeral de prueba monobloque del número 1 con un diámetro de 12 mm. Habrá que montar el implante de prueba en el introductor del implante humeral e introducirlo en el conducto intramedular. La orientación del implante depende de la orientación de la varilla. Esta varilla de orientación se pone en posición de retroversión en la que se coloca la guía de corte, o sea, cerca de los 0° de retroversión. Se ajusta la varilla junto a los ejes del antebrazo y se introducen los implantes. Con la ayuda de un martillo, se introduce el implante. Se pulsa el interruptor azul para extraer el componente auxiliar, como en el otro caso anteriormente comentado.

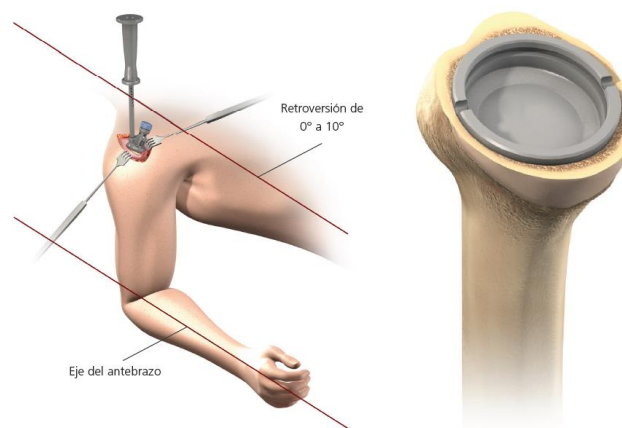


Figura 44. Inserción del implante de prueba humeral y colocación del implante en el hueso [176].

4.4.4 Colocación de la glenosfera de prueba

En el caso del implante DELTA XTEND™, los implantes de la glenosfera, esferas estándar o excéntricas, están disponibles en los diámetros de 38 mm y 42 mm. Como recomendación del fabricante, el solapamiento debe de estar entre 3-5 mm para evitar problemas con el cuello de la escápula. En el caso de que la articulación lo permita, se recomienda usar la glenosfera de 42 mm, pues aumenta tanto el solapamiento como la amplitud de movimiento del hombro. Las glenosferas excéntricas son recomendables cuando el cuello de la escápula está en posición más transversa. Con la ayuda de un portametaglenas, se encaja la glenosfera de prueba adecuada, con un +0, +2, +4, +6 o +8 de lateralización, a la metaglena. Se ajusta a la metaglena mediante un ajuste de interferencia.

En caso de que tengamos que escoger una glenosfera excéntrica, habrá que alinear la marca vertical de la glenosfera con la base de la coracoides por arriba y con el cuello de la escápula por abajo.



Figura 45. Alineación de las marcas verticales con la base de la coracoides por arriba y con el cuello de la escápula por debajo [176].

Los implantes tienen una flecha que seleccionan la posición de la excentricidad y se deberá de colocar con la flecha señalando hacia abajo, alineada con el cuello de la escápula. Antes de colocarla, se tiene que poner un cotilo humeral de prueba de alta movilidad, en función del tamaño de 38 y 42 mm que hemos escogido, el cual tiene un grosor de 3 mm. Seguidamente, se debe comprobar la amplitud de movimiento junto la tracción longitudinal.

Tensado articular y evaluación de la estabilidad

En este paso hay que cumplir una serie de condiciones y seguir detalladamente unas pautas:

- La tensión en el tendón debe ser notable y detectable mediante palpación.
- Se aplica una fuerza de tracción para comprobar si la tensión es adecuada, acompañando con un movimiento del hombro, tanto en la cintura escapular con en la articulación protésica. Podemos decir que la tensión es adecuada si cuando aplicamos esta tracción se desplaza todo el hombro sin que se produzca una separación notable en la superficie de contacto de las prótesis. Tienen que moverse con suavidad entre sí y se tiene que lograr una reducción articular sin aplicar ninguna fuerza excesiva.
- Entre la glenosfera y la superficie articular de la prótesis puede darse el caso de una ligera brecha durante la rotación externa, que es adecuada, entre 2-3 mm como máximo.

- Para probar una luxación en el hombro, se deberá colocar o bien la mano o bien el puño cerca de la axila. En esta posición, se lleva el brazo hacia la aducción buscando el fallo de subluxación o luxación lateral. Hay que tener en cuenta que una apertura de 2-3 mm es normal y aceptable.
- Por último, se comprueba la estabilidad con un ángulo a 90° de abducción con el húmero en rotación neutra, interna y externa máxima. También, se calcula la elevación anterior máxima.

Si la prótesis presenta inestabilidad, es totalmente necesario intentar identificar el fallo y rectificarlo. Hay que comprobar que los implantes están en posición correcta con respecto al hueso y entre sí. Habría que eliminar cualquier problema que se presente entre el componente humeral y las partes blandas o en las estructuras óseas que se encuentran junto a la glenófera mediante la extirpación de los elementos que lo causan. Como método para solucionar un problema de tensado se puede utilizar:

- Un cotilo más grueso (+6 mm o +9 mm).
- Un cotilo tamaño estándar en vez de uno de gran movilidad.
- Cambio de tamaño de la glenófera a 42 mm.
- Una glenófera lateralizada.
- Y en casos de extrema necesidad, un alargador humeral modular o un cotilo de retención.

En caso de no poder reubicar el húmero, existen opciones como cambiar a una superficie más fina, provocar una mayor liberación de partes blandas y bajar el nivel de la resección humeral. Una vez que las pruebas y los resultados sean satisfactorios, se retira la glenófera de prueba con el mango en forma de T de extracción para luego poder implantar la prótesis definitiva.

4.4.5 Fijación definitiva de la glenófera

Para la fijación se necesita una aguja guía de 1,5 mm de diámetro que introducimos por el orificio central de la metaglena. Sobre la guía se desliza la glenófera junto al destornillador con cabeza hexagonal de 3,5 mm hasta que entra en contacto con la metaglena. Es crucial conseguir una alineación correcta en la glenófera y la metaglena.

Si se alinea adecuadamente, no habrá problemas a la hora de roscar y atornillar. En caso contrario, no se debe forzar el acoplamiento, se deberá de volver a alinear los componentes. También se debe comprobar que no queden partes blandas entre la metaglena y la glenófera. Una vez el engranaje sea correcto y después de realizar varias vueltas, se retira la aguja guía.

Glenosfera estándar

Se aprieta hasta que la escápula comience a girar ligeramente en sentido horario, así identificamos que el soporte glenoideo se está apretando en el cono de la metaglena. A continuación, se golpea suavemente unas 3 veces. Se vuelve a apretar el tornillo central de la glenosfera. Para darlo por concluido, se debe asegurar que el soporte glenoideo esté totalmente bloqueado en la metaglena. En caso necesario, se vuelve a golpear con suavidad y a apretar hasta que quede el tornillo completamente apretado. Es normal que la glenosfera sobresalga alrededor de 1 mm sobre la metaglena.



Figura 46. Glenosfera estándar [176].

Glenosfera excéntrica

Con la ayuda de la guía, se desliza la glenosfera excéntrica y se coloca el destornillador en la ranura central de la glenosfera. Para conseguir un atornillado correcto, la flecha de la guía tiene que alinearse con la base de la apófisis coracoides. Se atornilla la glenosfera con el destornillador, con la ayuda de la guía de orientación, hasta que el soporte glenoideo se ajuste con el cono de la metaglena. Cuando está ajustado, se retira la guía y se golpea suavemente la glenosfera alrededor de 3 veces y después se vuelve a ajustar el tornillo centro de la glenosfera para asegurarse de que quede bien bloqueado el soporte glenoideo en la metaglena. Como en el caso de la glenosfera estándar y en caso necesario, se puede volver a golpear suavemente y atornillar hasta que no se pueda apretar más el tornillo. Es normal que la glenosfera sobresalga alrededor de 1 mm sobre la metaglena.



Figura 47. Glenosfera excéntrica [176].

En caso de extracción de cualquiera de las dos glenosferas, solo es necesario desenroscar el tornillo central de la glenosfera con el destornillador que hemos utilizado con cabeza hexagonal de 3,5 mm. Estos casos suelen ser frecuentes en revisiones postoperatorias o modificaciones intraoperatorias para cambiar el tamaño de la prótesis.

4.4.6 Inserción de los implantes humerales definitivos

Implantes humerales modulares no cementados

Una vez seleccionados todos los implantes definitivos y retirados los de prueba, se coloca la epífisis modular definitiva en el vástago en la misma posición y con el mismo ángulo que en los implantes de prueba. Por ejemplo, si en el de prueba se ha trabajado con un ángulo de 20°, en este implante definitivo se escoge el mismo ángulo.

Con la ayuda del destornillador con cabeza hexagonal se atornilla la epífisis modular con el vástago y la llave de bloqueo especial para implantes con el tamaño adecuado (10-12 o 14-16). Se montan ambos componentes y se introducen en el conducto intramedular, alineando la aleta lateral del vástago con la corredera bicipital. El borde de la epífisis tiene que estar alineado con el borde de la resección ósea del hueso.

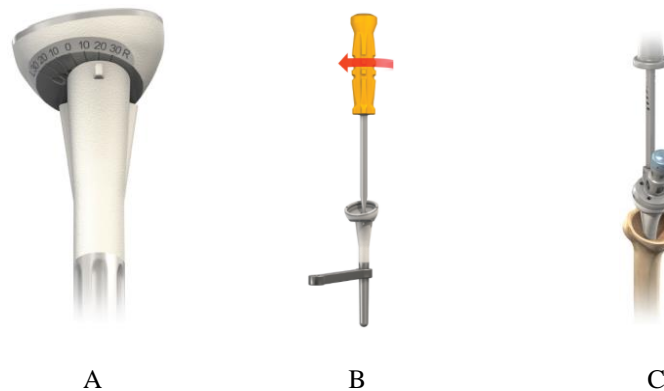


Figura 48A, 48B y 48C. Colocación de los implantes humerales definitivos en módulos no cementados [176].

Inserción del implante

Con la ayuda del mango introductor y la varilla de orientación también se puede comprobar la orientación del implante. Esta varilla tiene un rango de ángulo cerca de los 0° de retroversión, en la misma posición en la que se puso también la guía de corte. Así, se alinea la varilla de orientación con el eje del antebrazo y se pueden introducir los implantes. También, se golpea suavemente el mango para introducir el implante y ajustarlo definitivamente. Para un ajuste óptimo, el implante definitivo tiene un espesor de 0,5 mm más que los de prueba para un mejor ajuste.

Fijación del cotilo definitivo

Con el impactador de cotilo, se coloca el cotilo humeral definitivo. Si es necesario un espaciador humeral, el primer impacto es de la epífisis y después el cotilo definitivo. Hay que asegurarse que antes del impacto, todas las superficies deben estar limpias y sin tejido.

Implantes humerales monobloque cementados

Basándose en el implante de prueba, ya se puede escoger el implante humeral monobloque definitivo.

Introducción del tapón de cemento

Hay que determinar en un primer paso el tamaño del tapón de cemento y medir la profundidad del vástago. Luego hay que realizar un lavado con un cepillo de nailon para

eliminar restos y residuos del conducto humeral innecesarios y abrir los intersticios del hueso preparados para el cemento. Se utiliza una sutura no reabsorbible, como por ejemplo podemos escoger una de la misma marca que el implante que estamos utilizando, de DePuy Synthes, en la gama Mitek Sports Medicine, donde la sutura se coloca a través de la porción proximal del húmero, con la finalidad de reinsertar el subescapular con firmeza, en caso de que sea posible. No procede realizar la reinsertación si no es posible acercar el húmero hasta una rotación deseada externa de 0°.

Por segunda vez, se lava el conducto para eliminar los restos que pueda haber en el hueso y la médula. Algunos médicos para facilitar la hemostasia y secado del conducto a lavar introducen una gasa de 2,5 mm empapada en epinefrina o con una solución de peróxido de hidrógeno.



Figura 49A y 49B. Medición de la profundidad de implantación (A). Lavado púrsátil para eliminar restos sueltos de hueso y médula (B) [176].

Inserción del implante

Se introduce el implante definitivo escogido en función del modelo de prueba. Se alinea con el eje mayor del húmero el implante escogido, con la ayuda del introductor del implante humeral. Si existiera un exceso de cemento, se expulsa del conducto lo antes posible y que no de tiempo a que fragüe, pues puede provocar problemas en la introducción del implante. Se mantiene la presión sobre el introductor hasta que el cemento se solidifique por completo para evitar micromovimientos que den lugar a problemas de grietas o sobretensiones en el cemento. Tras realizar este último paso, se coloca la superficie articular de prueba y se reduce la articulación para comprobar la estabilidad y luxación del húmero.

Fijación del cotilo definitivo

Para ello se impacta el cotilo humeral definitivo con el impactador del cotilo. Y se siguen a continuación los siguientes pasos:

Paso 1: el cotilo humeral de polietileno se inserta de manera manual y se gira 180° para que quede bien fijado, sin partes blandas, cemento o líquido que puedan interferir en la conexión entre el cotilo y la epífisis.

Paso 2: cuando esté totalmente asentado, se quedará 1 mm de espacio entre el labio del cotilo y la epífisis. Este espacio va a facilitar la revisión en el futuro si fuera necesario. Es fundamental que al tocarlo ni se mueva ni se desplace. En ese caso, se debe repetir todos los pasos de impactación.

Si fuera necesario un espaciador humeral, se debe impactar primero la epífisis y después el cotilo definitivo. Como evaluación final, se reduce la articulación y se examina la amplitud de movimiento.



Figura 50. Cotilo humeral de polietileno [176].

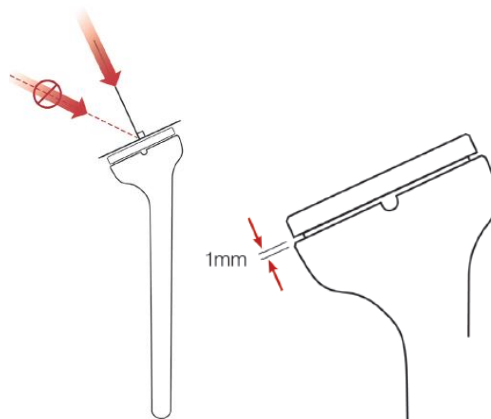


Figura 51. Espacio de 1 mm del cotilo con la epífisis [176].

4.4.7 Casos de osteopenia proximal del húmero

En estos casos la única opción viable es utilizar el implante humeral monobloque cementado para evitar el riesgo de disociación de los componentes. Existen casos de tener que utilizar un vástago monobloque largo. A pesar de estas complicaciones, la técnica de preparación y colocación de los vástagos sigue siendo la misma que la descrita para los vástagos convencionales, a excepción del proceso de fresado del húmero, donde la diferencia está en las estrías cortantes, pues deben atravesar el conducto intramedular en toda su longitud en vez de detenerse en la marca.

Para este caso existe una guía para mantener el vástago largo de prueba y el implante seleccionado definitivo en su lugar y en la posición de retroversión correctas, siguiendo estas indicaciones:

1. Apretar primero la pinza de la aleta que se encuentra sobre la diáfisis humeral con el destornillador de cabeza humeral de 3,5 mm.
2. Colocar la pinza de la aleta sobre el medidor a una altura vertical indicado de la abrazadera de la diáfisis humeral y fijar la pinza al orificio de la aleta anterior de la prótesis.
3. Colocar la prótesis de prueba a la altura indicada.
4. Apretar la pinza de la aleta para fijarla al calibrador vertical de la altura.

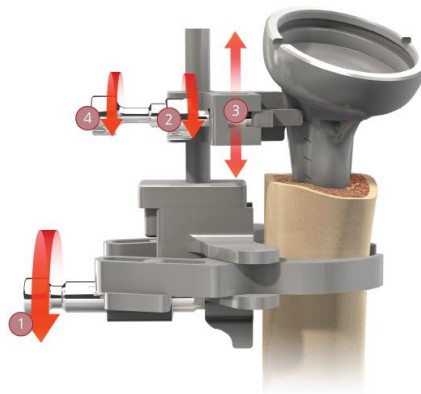


Figura 52. Pasos para colocar el vástago a la altura indicada y posición de retroversión correcta [176].

Hay que tener en cuenta que la aguja guía utilizada en este caso se sitúa en 30° de retroversión con el antebrazo. Se vuelve a ajustar la retroversión para que coincida con un ángulo entre 0-10°, que se utiliza para la prótesis de hombro invertida.

Estos vástagos largos también presentan marcas que señalan la altura para colocar la prótesis a la deseada. Cuando se elija la marca y altura adecuada, se coloca el vástago junto al implante definitivo y se marca en dicho implante la altura correspondiente.



Figura 53. Ajuste de altura y marca sobre el implante de prueba y el implante definitivo en el caso de vástagos largos [176].

4.4.8 Revisión a hemiartroplastia

Cuando se realiza una revisión de prótesis de hombro invertida por un caso de aflojamiento de la glenoides o cuando la reserva de hueso glenoideo es insuficiente para colocar y ajustar la metaglena con firmeza, en la artroplastia invertida puede realizarse una hemiartroplastia como intervención para solucionar estos problemas.

Se extrae la glenosfera con el destornillador de cabeza hexagonal de 3,5 mm y se procede a retirar los tornillos de bloqueo que están anclados a la metaglena. Con la ayuda del mango en T de extracción, se extrae la metaglena. Y con la ayuda de la pinza de extracción, se retira el cotilo humeral.

Para la colocación de la fresa DELTA XTEND CTA en la epífisis, se sitúa la guía de la fresa y se alinean las ranuras anterior y posterior de la guía de fresado y con la ayuda de un martillo se impacta suavemente para ajustarlo.

Se fresa la cabeza del hueso que rodea la epífisis con una herramienta eléctrica. Para seleccionar la cabeza adecuada, se debe comprobar con las prótesis de prueba previamente. Para seleccionar la adecuada, es necesario rotar la cabeza en una orientación adecuada para luego impactarla. Finalmente, se impacta la cabeza definitiva adecuada con el impactador de la cabeza humeral. Previamente al impacto, se deberá de comprobar que las superficies de unión de los componentes estén limpias y sin partes blandas.

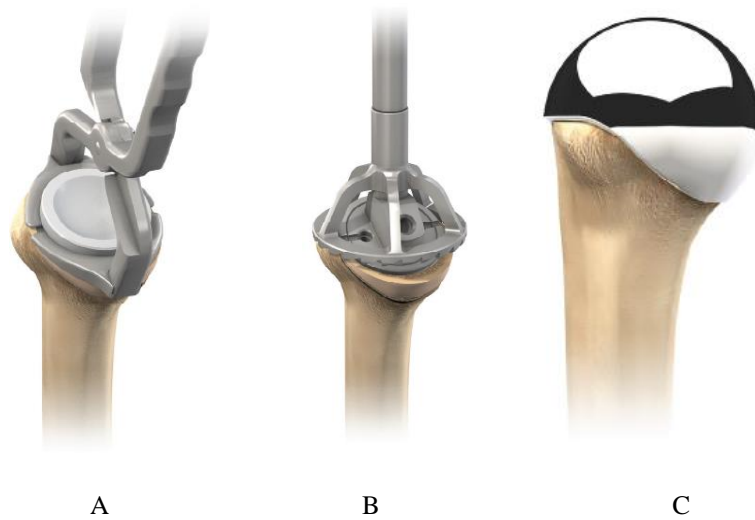


Figura 54A, 54B y 54C. Retirada del cotilo con la ayuda de la herramienta de la pinza de extracción (A). Fresado de la zona que rodea la epífisis con una herramienta eléctrica (B). Cabeza definitiva (C) [176].

4.4.9 Cierre

Se limpia con abundante agua para eliminar cualquier resto residual. Una vez limpio, se repara el subescapular intentado mantener la capacidad de rotación externa hasta un mínimo de 0° . Mediante suturas o puntos transóseos, se junta el deltoides anterior con el perímetro fibroso acromial. Después, se deberá colocar un drenaje debajo del intervalo deltopectoral y se cierra con suturas reabsorbibles del 0 o 1. Una vez realizado, con cinta adhesiva de papel se aproximan los bordes cutáneos y se cubren con un apósito estéril. Con un cierre por planos en las partes blandas se suele conseguir una amplitud de movimiento suficiente sin inestabilidad.

5 Biomateriales en la artroplastia de hombro

En la TSA, los materiales de los implantes han sido seleccionados con cautela para minimizar las complicaciones con el cuerpo humano. Las dos principales aleaciones metálicas utilizadas en los implantes TSA son Ti-6Al-4V (titanio-aluminio-vanadio) y CoCrMo (cobalto-cromo-molibdeno). Las aleaciones de Ti son más blandas que las de CoCr, por lo que son menos resistentes al desgaste y más susceptibles de sufrir daños,

pero tienen mejores propiedades de osteointegración y osteoconducción. Todavía siendo un tema controvertido, la alergia a los metales puede ser una preocupación en los pacientes que se someten a un TSA y puede provocar una reacción en los tejidos local y un aflojamiento aséptico. Se han desarrollado numerosas modificaciones del polietileno, como la reticulación para minimizar la oxidación y la impregnación de vitamina E, se han desarrollado para minimizar el desgaste y reducir las complicaciones. También, existen materiales de apoyo como la cerámica y el carbono pirolítico que tienen un gran historial en otros campos, por lo que representan posibilidades prometedoras de mejorar la resistencia y la durabilidad de las prótesis TSA.

La composición del material de un implante ortopédico afecta a su función, longevidad y resultados clínicos. Se ha prestado mucha atención a la ciencia de los materiales que hay detrás de los implantes de artroplastia total de hombro anatómica (TSA) para mejorar los resultados de los pacientes mediante la optimización del diseño de los implantes. Las aleaciones de titanio (Ti) y cobalto-cromo-molibdeno (CoCrMo) constituyen la mayoría de los componentes metálicos utilizados en los implantes de artroplastia total de hombro, cada uno con sus propios puntos fuertes y débiles. Los revestimientos de polietileno tienen una aceptación universal similar, pero han sido modificados de numerosas maneras para mejorar las propiedades de desgaste manteniendo la resistencia y la biocompatibilidad [178].

5.1 Metales

Los sistemas TSA, al igual que sus homólogos de rodilla y de cadera, se componen principalmente de aleaciones de Ti o Co que se combinan con otros metales como el aluminio (Al), vanadio (V), Cr y Mo [179], [180].

5.1.1 Aleaciones de Titanio

A pesar de que el titanio se utiliza en el mundo de la aeronáutica [181], este material llamó la atención en el campo biomédico por sus propiedades como la biocompatibilidad y la resistencia a la corrosión. Además, el bajo módulo elástico del Ti está más cercano del hueso cuando se compara con la aleación CoCrMo o aceros inoxidables y, por lo tanto, resulta en un menor blindaje ante las tensiones [182], [183]. Dado que la bioactividad osteointegrativa de la aleación de Ti a menudo es insuficiente para lograr una verdadera adhesión entre el implante y el hueso, la estabilidad en la interfaz hueso-implante de los implantes ortopédicos de Ti se ha mejorado mediante

diversas modificaciones de la superficie. Los vástagos humerales con un recubrimiento poroso de aleación de Ti tienen una menor incidencia de aflojamiento y desarrollo de radiolucencias (posición incorrecta del paciente o una señal de que algo no va bien en el implante del paciente) que los vástagos sin recubrimiento [184]. Además, el recubrimiento de fosfato de calcio con hidroxiapatita se utiliza ampliamente en el campo de la ortopedia debido a su similitud con la fase mineral del hueso y su capacidad de adherirse al hueso [181], [185]. La hidroxiapatita induce la formación de una capa de carbonato-hidroxiapatita en la superficie del implante in vivo tras la implantación. Esta capa se asemeja a la apatita que está presente en el hueso normal, que actúa como andamio para los osteoblastos. Con el tiempo, los osteoclastos la reabsorben y la sustituyen por nuevo tejido óseo [186].

Debido a sus propiedades mecánicas la aleación de Ti más utilizada en los implantes ortopédicos, incluidos los implantes anatómicos TSA, es el Ti-6Al-4V (titanio-aluminio-vanadio). El Ti puro se calienta con un 6% de Al y un 4% de V en peso [187].

5.1.2 Aleaciones CoCr

Las aleaciones de CoCrMo se utilizan habitualmente en la TSA, incluyendo el primer implante moderno de implante de hemiartroplastia metálica que se introdujo en 1951 y posteriormente en el desarrollo de las primeras prótesis totales de hombro prótesis de hombro total [188]. Desde un principio, en el estudio de esta aleación en 1907, Haynes et al. mostraron que la aleación básica binaria de CoCr presentaba una alta resistencia que se ve aumentada por la adición de Mo o wolframio [189]. Los implantes que contienen CoCr también tienen una alta resistencia al desgaste y la corrosión, junto con un alto módulo de elasticidad, lo que los hace adecuados para aplicaciones ortopédicas [190]. La adición de Cr al Co aumenta la resistencia a la corrosión al permitir que una película pasiva estable que mantiene al óxido de cromo en la superficie, pero también aumenta la resistencia en la aleación. La adición de Mo aumenta aún más la resistencia de la aleación a través de la solución sólida y también estabiliza la película pasiva. Las aleaciones de CoCrMo pueden obtener resistencia adicional y al desgaste por abrasión en función del contenido de carbono. Esto se consigue mediante la formación de carburo de Cr y Mo en las aleaciones CoCrMo de alto contenido en carbono (de 0,2% a 0,4%) [190], [191]. La resistencia global de la aleación depende además del proceso de fabricación y del tratamiento térmico posterior. Las aleaciones de CoCrMo forjadas presentan la mayor resistencia al desgaste en comparación con las aleaciones fundidas debido a su pequeño tamaño de grano. Aún así, los implantes con formas complicadas pueden ser manufacturadas para una eficiencia más rentable económicamente utilizando un proceso de fundición (idéntico al que se utiliza en los implantes de rodilla). La

relación entre costes de manufacturación y las propiedades mecánicas deben tenerse en cuenta cuando se diseña un componente específico del implante [178].

5.1.3 Ventajas y desventajas de las aleaciones de Ti y CoCr

Aunque las aleaciones de Ti y CoCrMo se utilizan ampliamente en los implantes TSA, cada una contiene ventajas e inconvenientes únicos que afectan a sus propiedades biomecánicas. A pesar de que ambos materiales se utilizan habitualmente en el vástago humeral, la cabeza y los componentes glenoideos de los sistemas TSA, estas diferencias pueden hacer que cada aleación sea más adecuada para varias partes del implante que otras, dependiendo de la demanda y funciones de dicha parte.

Material	Density (Mg/m ³)	Young's Modulus, E (Gpa)
Cp-Ti grade II	4.2	100-110
Ti-6Al-4V	4.5	100-130
Ti-6Al-7Nb	4.52	110-130
Surgical CrNiMo-Steel 316L	7.8	195-210
CoCrMo Alloys	8.5	210-230
Cortical Bone	1.19-1.85	18.6-20.7

Tabla 2. Tabla de propiedades de densidad y módulo de Young, E [178].

El CoCrMo tiene una mayor resistencia y dureza que el Ti-6Al-4V debido a su mayor adherencia interfacial, estructura cúbica centrada en la cara, la capacidad de endurecimiento por trabajo y una baja energía de apilamiento [192]. La aleación de Ti es más suave en comparación con la de CoCrMo y por lo que es menos resistente al desgaste y más susceptible de sufrir daños, lo que limita su aplicación para los componentes articulados del implante [182],[193]–[195]. Sin embargo, a diferencia de las aleaciones de CoCrMo, el Ti casi no ha demostrado inmunología o potencial alérgico in vivo, y tiene las ventajas y beneficios de oseointegración y osteoconducción, haciéndolo ideal tanto como para los componentes de la TSA como para el vástago humeral. Además, Ti-6Al-4V tiene un comportamiento superior a la corrosión en condiciones no articuladas debido a la formación de una gruesa película pasiva de óxido de titanio. Algunos autores han observado que la naturaleza resistente ante los arañazos y la dureza del implante del material, como el CoCrMo, da lugar a un menor desgaste de

la cara posterior, es decir, en la interfaz entre la parte inferior del implante con la parte glenoidea utilizada en la TSA [196]. Por otro lado, otros autores han argumentado que el menor módulo de Young de las aleaciones de Ti es biomecánicamente ventajoso porque más cercano al del hueso y conduce a un menor apantallamiento de tensión en comparación con otros biometales [182].

En otros estudios, Kaufman et al. demostraron que las partículas Ti-6Al-4V causaban en el cuerpo humano entre 5 y 900 veces mayor citoquinas osteolíticas (proteínas que causan el crecimiento y la actividad de otras células del sistema inmunitario y células sanguíneas) en comparación con células no estimuladas, mientras que la aleación de CoCrMo provocaron niveles entre 2 y 5 veces superior a estas células no estimuladas [197].

5.2 Problemas relacionados con el implante de metales

5.2.1 Corrosión y desgaste

El término corrosión se refiere a la degradación y descomposición de los materiales. La mayor causa de degradación del implante del metal es la tribocorrosión: la degradación del material por simultáneas fuerzas químicas, electroquímicas y mecánicas sobre la superficie del material. La tribocorrosión resulta una transformación irreversible para los materiales y la función que desempeñan y afecta a los implantes tanto global como específicamente, por ejemplo, en las uniones modulares [198]. La corrosión puede dar lugar en diferentes situaciones como en el deslizamiento, rodadura, choque o rozamiento, daños producidos por oscilaciones entre superficies que están en contacto. Por otro lado, no solo se produce por acciones mecánicas, también existen estudios que demuestran el desgaste del material por un agente químico [199]. Por otro lado, la microestructura del implante en la aleación puede ofrecer una corrosión en sitios concretos dependiendo del tratamiento térmico que ha sido tratada la aleación y el implante [200]. Tras análisis clínicos, la degradación del implante del metal puede dar lugar a la liberación de productos de corrosión iónicos o en partículas y desgaste en el tejido que rodea al implante (Fig. 4). La respuesta al desgaste y las partículas de corrosión en los tejidos periprotésicos puede ser impulsada por una inespecífica (innata) o específica (adaptativa). En una respuesta inmune innata, la inflamación crónica causada por los residuos de las partículas consiste en células infiltradas predominado por macrófagos (glóbulos blancos que rodean los microorganismos para posteriormente destruirlos, donde extrae las células muertas y activa otras del sistema inmunitario), lo que puede generar una pérdida de hueso periprotésico [201]. El ALTR es una reacción

adversa del tejido local (adverse local tissue reaction, en inglés) proveniente de una reacción celular.

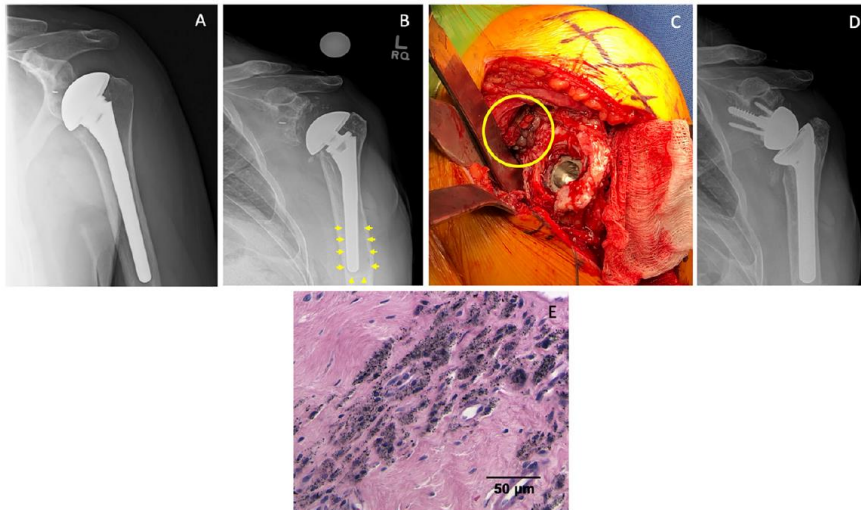


Figura 55. Desde la figura 55A hasta 55E, TSA y rTSA. Radiografía postoperatoria temprana de un TSA izquierdo anatómico (A). Radiografía postoperatoria de tres años del mismo implante de hombro total que muestra líneas radiolúcidas circunferenciales (puntas de flecha), subsidencia de los vástagos y disociación de la conicidad temodular (B). Fotografía intraoperatoria tomada en el momento de la revisión que muestra el hundimiento del vástago dentro del canal humeral, así como sinovitis con metalosis (círculo). No había indicios de infección (C). La construcción de revisión final con una rTSA (D). Macrófagos cargados de partículas metálicas en el tejido capsular de otro paciente de un implante que se retiró después de 54 meses por aflojamiento aséptico de la prótesis total de hombro prótesis de hombro total (hematoxilina y eosina,3200) (E). Grant E. Garrigues, MD; Robin Pourzal, PhD, y Deborah J. Hall [178].

En los implantes modulares, la tribocorrosión en las uniones de los implantes (llamadas trunionosis) es la causa principal de la generación de corrosión y las consecuentes ALTR. El sistema linfático limita la metalosis a los tejidos blandos, pero a medida que el proceso de eliminación se ve desbordado, los restos metálicos se depositan sobre toda la articulación, lo que provoca decoloración y derrame. El único tratamiento es la revisión de la artroplastia, y luego se realiza un diagnóstico analítico que servirá para mejorar las futuras operaciones y mejorar las técnicas quirúrgicas [202]. Los restos de partículas procedentes de la degradación del metal también pueden tener manifestaciones externas. Sochol et al. y Berber et al. describieron informes de casos de metalosis cutánea de dos sistemas diferentes de TSA inversa (rTSA), ambos con un componente humeral de CoCrMo y un componente glenoideo de Ti-6Al-4V al año y a los 8 años de la operación [203], [204]. Aunque la literatura sobre la metalosis en la TSA anatómica es escasa, varios estudios han explorado el desgaste acelerado del polietileno como un mecanismo del contacto entre metal y metal en sistemas que usan componentes glenoideos con soporte metálico. Tanto Sperling et al. como Boileau et al.

informaron de series de componentes glenoideos no cementados que se utilizaban en la TSA, donde la parte posterior asimétrica del polietileno que estaba en contacto metal con metal se identificó en el momento de la revisión [205], [206]. El mecanismo de este fenómeno está hipotéticamente influenciado por los siguientes factores: un espesor insuficiente del inserto de polietileno que provoca un desgaste prematuro, cambios en la transferencia de carga debido a la rigidez del metal, un grosor excesivo en el componente glenoideo con respaldo metálico que aumenta las cargas en la glenoide debido a la sobretensión de los tejidos blandos y acelera el desgaste del polietileno, y la disociación del inserto de polietileno de la base metálica debido a la incapacidad de obtener una fijación estable [202], [206]. Las glenoides con soporte de metal blando (SMBG, soft-metal-backed glenoids, en inglés) representan una solución a este problema de desgaste excesivo del polietileno, ya que facilitan una fijación duradera al hueso y unas mejores propiedades biomecánicas. Sin embargo, se ha informado de la existencia de metalosis en estos implantes TSA tras la fractura del componente glenoideo de Ti poroso no cementado [207].

5.2.2 Hipersensibilidad ante el metal

La corrosión de los componentes metálicos de los implantes dará lugar a la liberación de iones metálicos que forman un complejo con las proteínas nativas, activando una respuesta inmunitaria. Este complejo metal-proteína es reconocido como "extraño" por el sistema inmunitario del organismo, lo que desencadena una reacción de hipersensibilidad humoral de tipo retardado (tipo IV), que se caracteriza por la activación de linfocitos sensibilizados, la liberación de citoquinas y el reclutamiento y la activación de los macrófagos [180]. La hipersensibilidad ante los metales es muy común, afecta aproximadamente al 10-15% de la población [208]. El níquel es el alérgeno metálico más común, así afectando alrededor del 10% de la población. Sin embargo, otros metales como el berilio, Co y el Cr también son conocidos por causar reacciones. Las reacciones de la piel ante estos metales se visibilizan con un problema de dermatitis, eritema (enrojecimiento de la piel), urticaria y vasculitis cutánea [179]. Los documentos acerca de la artroplastia de cadera y de la rodilla han demostrado que las reacciones de hipersensibilidad a los metales de los implantes ortopédicos se relacionan con el aflojamiento y la rotura prematura, aunque existe controversia en esta teoría [208], [209]. Mientras que la hipersensibilidad se asocia con el aflojamiento de los implantes, no está del todo claro esta teoría, pues puede ser que el aflojamiento junto al desgaste y la generación de iones sea el que cause hipersensibilidad, y no al revés.

Que todavía se sepa, no ha habido ningún ensayo prospectivo que investigue este fenómeno en la literatura de la TSA anatómica. Dado que una articulación

glenohumeral protésica experimenta fuerzas menores que una articulación tradicional de soporte de peso, teóricamente sufre menos corrosión que las prótesis totales de cadera o de rodilla. Ko et al. revisaron 1.152 TSA primarias (inversas y anatómicas) y 91 artroplastias de hombro de revisión en las cuales identificaron sólo a 11 pacientes a los que se les diagnosticó una alergia al metal. Seis de esos pacientes fueron identificados antes de su primera revisión de artroplastia, 5 presentaron síntomas de dolor y rigidez en las primeras 12 semanas después de la intervención. El resto de pacientes que tuvieron síntomas tempranos también tuvieron un deterioro progresivo, donde los principales síntomas fueron el dolor y la amplitud de movimiento. Cuatro de los cinco pacientes informaron de una mejora en los síntomas tras la primera revisión de la artroplastia con un implante carente de un metal alérgico [210]. Ko et al. recomiendan que los pacientes realicen una prueba de alérgenos antes de la intervención quirúrgica de la TSA.

En una revisión de la hipersensibilidad a los metales en la TSA, Morwood y Garrigues recomendaron realizar pruebas de diagnóstico a los pacientes para la hipersensibilización del metal, incluyendo reacción a algún tipo de joyas. Es importante destacar las pruebas sobre las joyas económicas, en particular las que incluyen plata barata, conocida como alpaca. En contraste con la plata de ley de alta calidad, estas aleaciones contienen altas cantidades de níquel, cobre y zinc, y con frecuencia pueden causar reacciones de hipersensibilidad [180]. Existe una prueba del parche, pero es un método un tanto controvertido porque se descarta la infección y el fallo mecánico, por lo que no está del todo claro si una reacción cutánea tiene una correlación inmediata e inmunitaria con los tejidos periimplantarios. Además, una prueba de tan corta duración como es la del parche no garantiza nada a largo plazo, como es una prótesis de articulación total. Por ello, Morwood y Garrigues recomiendan que la prueba del parche sea una rutina y que se dejara el resto a criterio del cirujano [180].

La provocación in vivo mediante el ensayo de linfocitos representa un método de prueba más preciso y aplicable para la hipersensibilidad a los metales. Estas pruebas intentan cuantificar la proliferación de linfocitos en el tejido o la sangre periférica tras la exposición a diversas sustancias metálicas. Se han planteado posibles problemas acerca del coste y del equipo especializado que se necesita para realizar estas pruebas, lo que se ha llegado a limitar su uso a gran escala [208],[211]. Porque se cree que el factor principal de las reacciones alérgicas a los metales es iónico, por eso los niveles en la sangre se utilizan a veces para detectar reacciones adversas a los implantes metálicos. Los niveles de Cr, Co, Mo, y Níquel se miden con espectrómetros especializados con un nivel de detección de 0,1 mg/L para el Níquel y 0,5 mg/L para el Cr [212]. Sin embargo, no hay consenso sobre qué concentraciones en sangre son indicativas de un desgaste anormal de la prótesis articular total ni sobre las concentraciones umbral que predisponen a los pacientes a sufrir reacciones de hipersensibilidad.

Ante la falta de conclusiones acerca de las reacciones alérgicas ante metales y la elevada tasa de fracasos de implantes, los fabricantes han desarrollado alternativas hipoalérgicas, como un componente femoral de circonio oxidado y uno tibial de polietileno para la artroplastia total de rodilla [213]. Existen varios revestimientos industriales para aplicarlos a los implantes y aislarlos cumpliendo la función antialérgica, donde todos los revestimientos han dado buenos resultados, al menos a corto plazo [214]. Todos los implantes de Ti que tienen carencia de Níquel también es una opción muy popular. Aun así, se necesitan recopilar los resultados a largo plazo para corroborar o bien buscar una alternativa para estos materiales en los implantes.

5.3 Polímeros

Las superficies articulares tradicionales en las prótesis totales de hombro anatómicas están compuestas por un vástago y una cabeza humeral de metal, así como por una copa glenoidea de polietileno que puede estar fijada a clavijas o a un soporte metálico. El cemento puede ser aplicado en el lado humeral en el caso de poca calidad del hueso y/o en el lado glenoideo, donde se suele emplear una técnica de cementación para proporcionar una fijación segura a las clavijas o bien a los elementos de fijación de la quilla [178].

5.3.1 Cemento

El hueso cementado, polimetilmetacrilato (PMMA) se forma por una polimerización libre en una reacción exotérmica donde, en un acelerador, se mezcla con un compuesto iniciador. Es tradicionalmente utilizada como material para fijar componentes del implante al hueso medular o se impregna con antibióticos en caso de infección. Las partículas de PMMA en los tejidos periprotésicos también pueden provocar una respuesta de macrófagos y células de cuerpo extraño (Fig. 5). Además, los fragmentos de cemento óseo pueden entrar en la articulación, provocando un desgaste de 3 cuerpos en las superficies articulares [178].

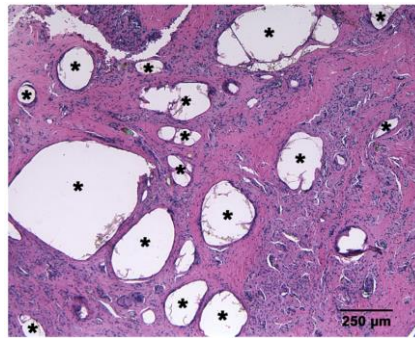


Figura 56. Conocidos como “fantasmas de cemento” dentro de células gigantes de cuerpos extraños (hasta 750 μm). El PMMA se disuelve durante el proceso histológico, dejando solo residuos de sulfato de bario y espacios dentro del tejido (hematoxilina y eosina, 350). Robin Pourzal, PhD, y Deborah J. Hall [178].

5.3.2 Polietileno de alto peso molecular

El UHMWPE (Ultra High Molecular Weight Polyethylene) es el material de soporte más común en la artroplastia articular total y ha sido usada desde la década de los 50 [215]. Usado desde un principio por su resistencia al desgaste, durabilidad e inercia biológica [216]. Por otro lado, obviando las ventajas, el desgaste, la osteólisis periprotésica y el aflojamiento del implante siguen siendo una preocupación a resolver, especialmente en jóvenes, que suelen ser mucho más activos, y en personas obesas [217], [218]. Existen estudios que demuestran que a la larga, un fallo en el UHMWPE es causante de la mayoría de problemas en la artroplastia [219]. Se ha llevado a cabo mejoras de las propiedades del UHMWPE como el desgaste o disminuir su tendencia a la osteólisis para así mejorar la longevidad del implante.

5.3.3 Tratamiento del polietileno reticulado

El proceso de reticulación ofrece una mejora notable en la resistencia al desgaste, aunque reduce importantes propiedades mecánicas como la resistencia a la fractura, ductilidad y la resistencia a fatiga [220]. Aun así, el tratamiento de reticulación siempre se ha tenido en cuenta como un tratamiento que ofrece solo ventajas, la relación entre la fuerza y la resistencia al desgaste plantea la preocupación de un posible fallo catastrófico y un mal rendimiento in vivo en condiciones de cargas repetitivas [221].

El tratamiento reticulado del UHMWPE puede ser: altamente reticulado, HXLPE, o moderadamente reticulado, MXLPE. Se crea a partir de UHMWPE inalterado mediante un proceso de esterilización por radiación. La radiación gamma de alta energía provoca

la ruptura del carbón-carbón y el carbón-hidrógeno en las cadenas de polietileno, creando radicales libres (moléculas inestables que se elaboran durante cambios químicos que ocurren en una célula y suelen dañar a otras moléculas). La reactividad de estos radicales libres depende en gran medida del ambiente que rodea a la reacción: en un ambiente inerte (es decir, un vacío o un gas inerte como el argón o el nitrógeno), el efecto predominante de la radiación es la producción de enlaces cruzados entre cadenas de polietileno. En un entorno de aire sin embargo, los radicales pueden reaccionar con el oxígeno, creando productos de oxidación y otras alteraciones que afectan negativamente a las propiedades mecánicas del polietileno [215]. Todos estos problemas sobresaltaron con la primera prótesis de hombro global (DePuy Orthopaedics). Este implante utilizaba un nuevo UHMWPE conocido como ‘Hylamer’, un tipo de polietileno altamente cristalino que estaba esterilizado por una irradiación gama en aire, provocando el fallo prematuro en estas prótesis y poca vida funcional. Para evitar catástrofes similares, se concentraron en la prevención de la oxidación del UHMWPE durante el proceso de irradiación y envoltura, así para conseguir a lo largo plazo una minimización de la degradación oxidativa [178].

La principal ventaja del HXLPE es su gran resistencia al desgaste, donde ha sido recopilada por numerosos documentos sobre la artroplastia total de cadera [222]–[225]. Wirth et al. utilizaron un simulador de desgaste in vitro para comparar este desgaste de un UHMWPE convencional con otro UHMWPE reticulado con 50-kGy en un modelo GLOBAL de artroplastia total de hombro de encaje glenoideo (DePuy Orthopaedics). Se tomaron 3 muestras de 5 millones de ciclos de movimiento excesivo. Los autores reportaron de una reducción del 85% en la tasa de desgaste en las muestras del componente reticulado (46.7 ± 2.6 versus 7.0 ± 0.4 mg/millones de ciclos para el UHMWPE convencional), mejorando potencialmente la supervivencia del polietileno. También descubrieron que los dos materiales producían partículas de rango de tamaño similar biológicamente activo. Como las muestras convencionales tenían un mayor índice de desgaste en comparación con las muestras reticuladas, los autores concluyeron que el polietileno convencional tiene un mayor potencial osteológico [226].

5.3.4 Vitamina E

Otro proceso prometedor de optimizar el material UHMWPE es la adición de un estabilizador antioxidante para dar lugar a inhibir eficazmente la degradación oxidativa. La vitamina E (α -tocoferol) es el antioxidante más común que se usa en las intervenciones ortopédicas, donde el primer uso reportado es en 1994 [227]. La adición de esta vitamina puede mejorar la longevidad y la fuerza mecánica del polietileno sin la ayuda de la irradiación, conservando la morfología original, las propiedades mecánicas

y la resistencia a la fatiga [228]. La vitamina E es un eliminador de radicales libres que consume y elimina los radicales libres que no forman enlaces cruzados tras la irradiación, evitando las impurezas del material y proporcionando una estabilidad oxidativa superior. Se ha demostrado que el UHMWPE irradiado con vitamina E es en relación al óxido más estable que el UHMWPE gammasterilizado o irradiado con altas dosis en condiciones de envejecimiento acelerado [228]–[230]. Oral et al. demostraron que la fuerza de la vitamina E estabilizado con el UHMWPE no cambiaba el envejecimiento acelerado, mientras que la del UHMWPE gammasterilizado se deterioró notablemente [230]. Esta vitamina E estabilizada con el UHMWPE reticulado demostró una mejora mecánica y una mejora en la resistencia a la fatiga comparada con el UHMWPE irradiado y fundido [231]. Bajo condiciones aceleradas de envejecimiento, el HXLPE con la vitamina E demuestra una reducción de desgaste en un 86% y un cambio mínimo en la resistencia a la fatiga y la resistencia in vitro comparada con el UHMWPE convencional esterilizado con rayos gamma [232]. Estos hallazgos se replicaron en un modelo de TSA in vitro que demostró una reducción de las tasas de desgaste de los componentes de polietileno mejorados con vitamina E del 36% en las muestras sin envejecer y del 49% en las muestras envejecidas artificialmente, lo que indica que los prometidos beneficios mecánicos del HXLPE son trasladables de la cadera y la rodilla [233].

Algunos autores han demostrado que la vitamina E infundida con el UHMWPE convencional disminuye la capacidad de adherencia de las bacterias que están envueltas en las infecciones periprotésicas [234]. Este efecto puede ser específico en el caso del UHMWPE convencional ya que el HXLPE mezclado con vitamina E no ha mostrado una prevención similar a la formación de biopelículas en comparación con otro polímeros [235]. A pesar de todo, se necesitan más estudios para corroborar todo lo comentado.

5.3.5 Propiedades de desgaste del polietileno

Como se ha mencionado anteriormente, la supervivencia de un implante depende de la durabilidad del componente de polietileno. Los revestimientos de polietileno de los implantes anatómicos TSA anatómicos sufren mecanismos de desgaste similares a los de las prótesis totales de rodilla. Las características del desgaste suelen ser distintas por motivos diferentes y se diferencian por el pulido, así dejando marcas de picaduras por muescas de las partículas del cemento. El resultado de los procesos de desgaste son pequeñas partículas que pueden causar inflamación en el hueso circundante y dar lugar a un aflojamiento aséptico del implante y posterior fallo. Los restos de partículas procedentes del desgaste abrasivo y adhesivo pueden desencadenar la activación de los

macrófagos y la liberación de citoquinas que pueden producir un desequilibrio entre la actividad osteoclástica y osteoblástica (los osteoblastos son células encargadas de sintetizar nuevas células óseas maduras, en otras palabras, general un nuevo hueso, por lo que una situación anormal osteoblástica nos dice que no hay una adecuada formación del hueso) en el hueso periprotésico, lo que da lugar a la reabsorción del hueso en la interfaz implante-hueso y conduce al fracaso de la unión entre el implante y el hueso huésped [236]. La osteólisis con la consiguiente pérdida de hueso es problemática después de la TSA, pues puede provocar el aflojamiento y el fallo del implante. Radiológicamente, esto se presenta como líneas radiolúcidas que rodean los componentes del implante.

A pesar de los métodos para reducir la degradación en el UHMWPE por medio de irradiación por método inerte o al vacío, se sigue produciendo una oxidación in vivo. La degradación oxidativa provoca grietas en los implantes, que sirven como concentradores de tensión, y la oxidación de estas regiones puede aumentar aún más la susceptibilidad a la fractura [237]. Además, los altos grados de reticulación pueden fragilizar el material, lo que, dependiendo de la presión de contacto, puede provocar el inicio y la propagación de grietas y propagación de grietas, así como la posterior fractura.

5.4 Superficies de apoyo alternativa

Las superficies de apoyo para la artroplastia de hombro anatómica, tanto en las artroplastias totales de hombro y hemiarthroplastia, tienen características de desgaste, inercia biológica y otras propiedades mejoradas.

5.4.1 Cerámicas

Los componentes cerámicos son comúnmente utilizados en la artroplastia total de cadera debido a sus favorables propiedades ante el desgaste y la naturaleza química inerte. Pero raramente se utilizan en las TSA. Introducir este elemento en las TSA presenta un complicado reto respecto al diseño de la prótesis con una glenoide tan fina, para minimizar al máximo la lateralización, y de un conector hembra en el vástago humeral, para permitir el acceso de la glenoide [238]. El *Mathys Affinis* (Mathys Medical) es actualmente el único sistema TSA/RTSA en el mercado estadounidense que utiliza la cerámica como superficie de apoyo. El fabricante de esta prótesis advierte de un acoplamiento insuficiente entre la glenosfera y la placa base, así como por la fractura en el acoplamiento [238].

5.4.2 Carbón pirolítico

Otra superficie de apoyo alternativa que se ha implementado recientemente para la cabeza del húmero en la hemiartroplastia es el carbón pirolítico (PyC), donde se ha estado utilizando durante más de 40 años en válvulas cardíacas y tiene un historial muy sólido respecto a la biocompatibilidad y durabilidad [238]. PyC tiene un pequeño coeficiente de fricción, el más bajo en comparación con otro biomaterial ortopédico comercial, y un módulo de elasticidad que es similar al hueso cortical. También se ha podido demostrar que el PyC puede llegar a regenerar fibrocartílagos y promueve la reparación del hueso en la glenoide [239]. En un estudio realizado por Cook et al. se examinaba el desgaste del cartílago en 45 acetábulos caninos. Se demostró que las prótesis que contenían PyC provocaban menos daños por desgaste en el cartílago y tenían una mayor supervivencia a los 18 meses en comparación con las aleaciones metálicas (92% vs al 20%) [240]. Estas propiedades tan beneficiosas se han aplicado en los nuevos sistemas de hemiartroplastia de PyC que se muestran prometedoras para reducir el desgaste del cartílago restante y del hueso glenoideo con el fin de eliminar potencialmente las complicaciones del dolor y la erosión de la glenoides. Esto puede permitir una intervención más temprana y el restablecimiento de la función y la movilidad, aumentando así la satisfacción del paciente. Garret et al. mostraron una tasa de supervivencia del 95,3% de supervivencia a los 2 años, así como una mejora resultado funcional, la satisfacción, el dolor y la actividad en una cohorte de 65 pacientes (edad media de 57 años) que se sometieron a una hemiartroplastia con una cabeza humeral entre julio de 2013 y abril de 2015 [241]. El implante *Integra PyroTitan*, un implante de superficie humeral (Integra LifeSciences), fue la primera prótesis de artroplastia de hombro de carbón pirolítico comercial. Los resultados clínicos a medio y largo plazo de las multinacionales clínicas están en progreso de demostrar si esta tecnología de nuevos materiales ofrece una mejora o no respecto a los implantes tradicionales.

6 Simulación y diseño en 3D

Antiguamente, la artroplastia invertida de hombro (RSA) sólo se utilizaba en pacientes con una artropatía por desgarro en el manguito rotador y en fase terminal, pero ahora también se utiliza en casos de pseudoparálisis con desgarros irreparables en el manguito rotador, resecciones tumorales, traumas donde el húmero proximal está ausente o

destruido y en revisiones de artroplastia donde el manguito rotador del hombro es deficiente [225]–[233]. La prótesis de hombro inversa ha demostrado recolocar el centro de rotación (COR) glenohumeral medial en 20,9 mm y el inferior en 10,3 mm [125]. Esto tiene el efecto sobre la tensión del deltoides, incrementando el momento en el brazo durante la elevación en la abducción y la flexión [251]. Mientras que la técnica de la RSA reduce el dolor, mejorar la fuerza en las partes del hombro e incrementar el rango de movimiento del hombro, la tasa de complicaciones de dicha técnica se sitúa entre el 10-68%, donde la mayoría se localiza en la cirugía de revisión [242], [244], [252].

La fuerza de la articulación glenohumeral es una función de la carga resultante en cada músculo que abarca la articulación, y es un predictor importante para la estabilidad de la articulación por una compresión en la concavidad de las superficies articulares. En un hombro natural, la fuerza en el glenohumeral generada por la deltoides durante el inicio de la elevación del brazo se equilibra con las fuerzas dirigidas por la parte inferior de los músculos del manguito rotador, lo que da lugar a un par de fuerzas estabilizadoras en la escápula, mientras que los músculos anteriores y posteriores del manguito de los rotadores se activan simultáneamente para generar un par de fuerzas estabilizadoras en el plano transversal [253]. En el hombro invertido, los desgarros de los tendones del manguito de los rotadores pueden dar lugar a un mayor riesgo de subluxación articular o aflojamiento prematuro del componente lateral glenoideo [28], [242], [254]. Esto puede deberse a la alteración de la capacidad estabilizadora del manguito de los rotadores que funciona normalmente y a la reducción de la compresión de la articulación glenohumeral. Aunque se ha demostrado que la reparación del manguito de los rotadores junto con la lateralización de la articulación puede aumentar en última instancia la carga de la articulación deltoidea y glenohumeral, la relación entre los desgarros del manguito rotador y las fuerzas de compresión y cizallamiento generadas en la articulación glenohumeral tras la RSA no se conoce bien [255].

Se han desarrollado estudios tridimensionales con modelos músculo-esqueléticos para investigar la biomecánica del hombro después de la RSA, incluidas las propiedades de la longitud del músculo y del momento del brazo [256], [257], las fuerzas de contacto de la articulación glenohumeral y el pinzamiento [120], fuerzas del músculo y de la articulación en las actividades diarias cotidianas [258], mientras que el modelado de elementos finitos se ha empleado para investigar la influencia de los desgarros globales del manguito de los rotadores en la fuerza muscular y articular durante la abducción [132]. Las cargas excéntricas de la articulación glenohumeral generadas como consecuencia de la rotura del manguito de los rotadores pueden en última instancia presentar un factor de riesgo de inestabilidad articular y fractura periprotésica (rotura alrededor del vástago protésico), que son las complicaciones más comunes de la RSA [259].

6.1 Modelo en 3D

Con la información proporcionada por DePuy Synthes (parte de la compañía de Johnson&Johnson™) y las características recopiladas en una artroplastia (NSA, COR, ATSA, torsión humeral, etc.) podemos tener unos tamaños aproximados para modelar una prótesis de hombro. En el presente trabajo, se ha diseñado un vástago humeral monobloque cementado, con una longitud total de 144 mm y 117 mm bajo la epífisis. Se ha seleccionado un diámetro del vástago de 12 mm. Estas medidas están normalizadas y comercializadas por DePuy Synthes.

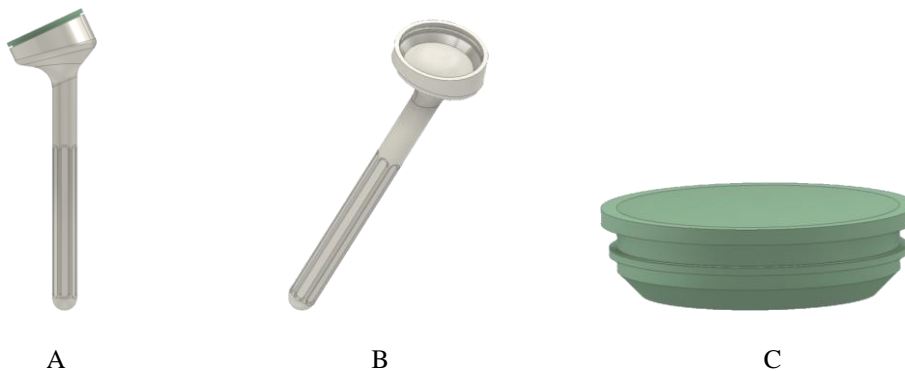


Figura 57A, 57B y 57C. Vista frontal del ensamblaje del vástago monobloque cementado y del cotilo (A). Vista en perspectiva del vástago monobloque cementado (B). Vista isométrica del cotilo (C).

Con referencia al apartado 4.2.2 y a la Figura 16, el diseño toma un ángulo en la cabeza del vástago de 115° y un diámetro de glenosfera de 38 mm. El cotilo toma el mismo diámetro que la glenosfera. Por otro lado, en referencia a la Figura 51, se deja 1 mm de espacio entre cotilo y vástago. En total, el cotilo tiene de dimensiones 40x11 mm.

6.2 Simulación de cargas

Para la siguiente simulación se ha propuesto el lanzamiento de un jugador de béisbol. El 31% de los pacientes jugadores de béisbol presentan lesiones de desgarro en el manguito rotador. De ese 31%, el 38% eran desgarros de espesor total y el 62% eran de grosor parcial. Tras soltar la pelota, el brazo se adelanta al cuerpo y ejerce una fuerza de aproximadamente unos 750 N (alrededor del 80% del peso del cuerpo del lanzador) [260]. La musculatura del hombro proporciona una fuerza de compresión para resistir

esta fuerza, no obstante, la cápsula está sometida al altas cargas repetitivas que no pueden ser resistidas por completo por las fuerzas musculares [261].

En la simulación de cargas realizada en el programa INVENTOR PRO, de AutoDesk, se ha aplicado la fuerza de 750N en un cotilo de UHMW y a un vástago de titanio. Los valores son proporcionados por el mismo Software con el que se ha diseñado el modelo en 3D.

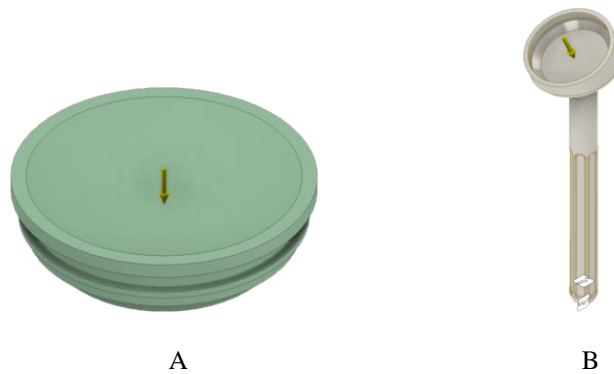


Figura 58A y 58B. Dirección de la carga sobre el cotilo (A). Dirección de la carga sobre el vástago monobloque (B).

Vástago monobloque cementado

Las propiedades físicas del vástago y del material se recogen en las siguientes tablas. Hablamos de un material de baja densidad, pero muy resistente:

Propiedades físicas

Material	Titanio
Densidad	4,51 g/cm ³
Masa	0,107 kg
Área	9438 mm ²
Volumen	23725,1 mm ³
Centro de gravedad	x=8,93616 mm y=-21,606 mm z=-0,00216223 mm

Tabla 3. Propiedades físicas del vástago de titanio.

Material(es)

Nombre	Titanio	
General	Densidad de masa	4,51 g/cm ³
	Límite de elasticidad	275,6 MPa
	Resistencia máxima a tracción	344,5 MPa
Tensión	Módulo de Young	102,81 GPa
	Coefficiente de Poisson	0,361 su
	Módulo cortante	37,77 GPa

Tabla 4. Propiedades del titanio.

La aplicación de la fuerza de 750N apenas crea esfuerzos en el implante. La Tensión de Von Mises (MPa) es mínima, sólo en una zona donde hay un cambio de sección se genera reacción.

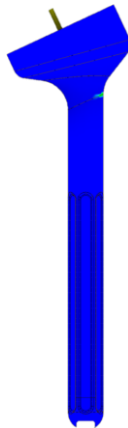


Figura 59. Tensión de Von Mises en el vástago monobloque cementado.

Respecto a las fuerzas de tracción y compresión, los esfuerzos siguen siendo apenas notables, donde el único lugar donde destacamos es en el cambio de sección bajo la epífisis, en la misma zona donde lo apreciamos en la tensión Von Mises y se puede observar en el Anexo I.

Por último, el desplazamiento producido es ínfimo. El máximo desplazamiento es de 0,002523 mm en la cabeza del vástago, donde se introduce el cotilo.

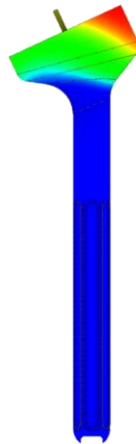


Figura 60. Desplazamientos. Un máximo de 0,002523 MPa.

Los resultados en cada plano son recogidos en la siguiente Tabla y un informe al completo en el Anexo I.

Resumen de resultados

Nombre	Mínimo	Máximo
Volumen	23725,2 mm ³	
Masa	0,107 kg	
Tensión de Von Mises	0,0000000195842 MPa	88,7462 MPa
Primera tensión principal	-24,0377 MPa	10,0665 MPa
Tercera tensión principal	-122,806 MPa	0,17619 MPa
Desplazamiento	0 mm	0,00252346 mm
Coefficiente de seguridad	3,10548 su	15 su
Tensión XX	-54,2278 MPa	3,34875 MPa
Tensión XY	-12,791 MPa	42,7861 MPa
Tensión XZ	-6,42583 MPa	7,93265 MPa
Tensión YY	-113,263 MPa	1,02679 MPa
Tensión YZ	-8,70849 MPa	10,2403 MPa
Tensión ZZ	-52,3013 MPa	1,82114 MPa
Desplazamiento X	-0,00000117312 mm	0,00224958 mm
Desplazamiento Y	-0,00147865 mm	0,00102907 mm
Desplazamiento Z	-0,0000716211 mm	0,00019687 mm
Deformación equivalente	0,000000000000179339 su	0,000822498 su
Primera deformación principal	0,00000000000000311183 su	0,00040417 su
Tercera deformación principal	-0,000928403 su	-0,000000000000144928 su
Deformación XX	-0,0000867544 su	0,00032463 su
Deformación XY	-0,000169327 su	0,000566403 su
Deformación XZ	-0,0000850652 su	0,000105012 su
Deformación YY	-0,000811943 su	0,00000885641 su
Deformación YZ	-0,000115283 su	0,000135562 su
Deformación ZZ	-0,00000856868 su	0,0000995844 su

Tabla 5. Resumen de resultados del monobloque cementado.

Cotilo

Este elemento tiene en la parte superior una superficie cóncava del mismo tamaño que la glenosfera. En este caso es de 38 mm. El material es biocompatible y el máximo responsable de que funcione el sistema de artroplastia sobre todo en personas jóvenes, donde la resistencia al desgaste del material es un problema principal. Las propiedades físicas del UHMW y del material se recogen en las siguientes tablas:

Propiedades físicas

Material	UHMW, blanco
Densidad	0,94 g/cm ³
Masa	0,00841641 kg
Área	3875,35 mm ²
Volumen	8953,62 mm ³
Centro de gravedad	x=20 mm y=4,93527 mm z=0 mm

Tabla 6. Propiedades físicas del cotilo.

Material(es)

Nombre	UHMW, blanco	
General	Densidad de masa	0,94 g/cm ³
	Límite de elasticidad	21 MPa
	Resistencia máxima a tracción	37,9 MPa
Tensión	Módulo de Young	0,861 GPa
	Coefficiente de Poisson	0,42 su
	Módulo cortante	0,303169 GPa

Tabla 7. Propiedades del material.

La aplicación de la fuerza de 750N sobre el cotilo tiene un impacto mayor que en el caso anterior, pero sin llegar a deformarse ni a romperse. Respecto a la tensión de Von Mises, la fuerza superior se genera en el espacio de 1 mm entre el cotilo y el vástago que hay que dejar, con una tensión de 0,9036 MPa.

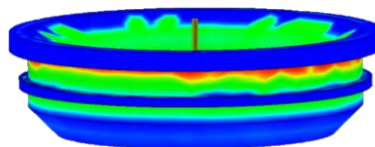


Figura 61. Tensión de Von Mises en el cotilo. Se produce una mayor tensión en el cambio de sección por debajo de la superficie de contacto.

Respecto a las fuerzas de tracción y compresión, llegan a un mínimo de 1,133MPa y 1,684MPa, respectivamente. Se puede ver con más detalle el esfuerzo en todos los planos en el Anexo II.

Por último, respecto al desplazamiento sólo se va a ver afectada la superficie donde se apoya la glenosfera. A pesar de todos los esfuerzos que se aplican y de su magnitud, la superficie no llega a desplazarse más de 0,005383 mm.

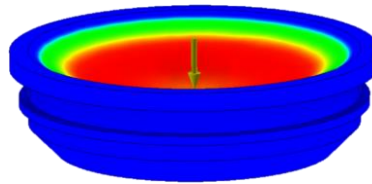


Figura 62. Desplazamiento del cotilo de la superficie por la que se aplica la fuerza.

Los resultados en cada plano son recogidos en la siguiente Tabla y un informe al completo en el Anexo II.

Resumen de resultados

Nombre	Mínimo	Máximo
Volumen	8953,62 mm ³	
Masa	0,00841641 kg	
Tensión de Von Mises	0 MPa	0,90362 MPa
Primera tensión principal	-1,13332 MPa	0,762377 MPa
Tercera tensión principal	-1,68403 MPa	0,317207 MPa
Desplazamiento	0 mm	0,00538311 mm
Coefficiente de seguridad	15 su	15 su
Tensión XX	-1,23713 MPa	0,391821 MPa
Tensión XY	-0,503267 MPa	0,491008 MPa
Tensión XZ	-0,168201 MPa	0,16062 MPa
Tensión YY	-1,64541 MPa	0,541087 MPa
Tensión YZ	-0,476607 MPa	0,476709 MPa
Tensión ZZ	-1,19596 MPa	0,391821 MPa
Desplazamiento X	-0,00126586 mm	0,00127781 mm
Desplazamiento Y	-0,00523881 mm	0 mm
Desplazamiento Z	-0,001283 mm	0,0012931 mm
Deformación equivalente	0 su	0,0010319 su
Primera deformación principal	-0,00000194124 su	0,000614904 su
Tercera deformación principal	-0,00113892 su	0 su
Deformación XX	-0,000567366 su	0,000185999 su
Deformación XY	-0,000830011 su	0,000809793 su
Deformación XZ	-0,000277405 su	0,000264903 su
Deformación YY	-0,000891807 su	0,000302456 su
Deformación YZ	-0,000786042 su	0,00078621 su
Deformación ZZ	-0,000532861 su	0,00019238 su

Tabla 8. Resumen de resultados del monobloque cementado.

Las propiedades físicas de ambos materiales permiten soportar las cargas y los esfuerzos, y no sólo eso, sino que además son biocompatibles. El material UHMW es el indicado por su resistencia al desgaste. El titanio, a pesar de su excesivo precio, es altamente resistente a la corrosión y se suele aplicar un recubrimiento de fosfato de calcio con hidroxiapatita que se utiliza en el campo de la ortopedia. Este material ayuda al titanio adherirse al hueso, ya que es el único problema, pues problemas de esfuerzos mecánicos no presenta.

7 Conclusiones

Conocer los principios biomecánicos es obligatorio para seguir mejorando estas técnicas quirúrgicas, pues se prevé un aumento de artroplastias si este método es cada vez más fiable. La esencia de la ATSA y la RSA es reproducir la anatomía natural del hombro, por tanto, es crucial para el éxito de la intervención conocer la restauración del centro de rotación de la articulación puede tender a un fallo secundario del manguito y conllevar a un aflojamiento del implante glenoideo. La RSA se diseñó en un principio para tratar a pacientes que sufrían artropatía por desgarro del manguito. Además, si se produce una pérdida ósea de la glenoides posterior y la subluxación de la cabeza, se debe de corregir para intentar evitar el fallo prematuro del componente glenoideo. Con ángulos más bajos en la NSA se pueden conseguir una reducción en el riesgo de muescas en la escápula y podría mejorar la tensión del manguito para mejorar la rotación.

Los materiales utilizados en la actualidad en los implantes son diversos e influyen en la función del implante. Un estudio y actualización del material más adecuado mejorará las condiciones biomecánicas y comportamientos del implante. Por eso, los materiales de soporte alternativos a los tradicionales representan opciones prometedoras que pueden mejorar aún más las propiedades y la de los implantes.

Por último, la simulación de un modelo en 3D realizado por el programa INVENTOR PRO™ ha demostrado que el problema no reside en la tenacidad, resistencia, fragilidad, desgaste, etc. del material, sino en la correcta posición del implante, el centro de rotación, capacidad y ángulo de rotación, etc. En otras palabras, simular la anatomía de la articulación glenohumeral al completo.

8 Anexos

8.1 Anexo I

Informe de análisis de tensión



Archivo analizado:	Vástago
Versión de Autodesk Inventor:	2023 (Build 270158000, 158)
Fecha de creación:	05/09/2022, 10:59
Autor del estudio:	Antonio
Resumen:	

Análisis estático:1

Objetivo general y configuración:

Objetivo del diseño	Punto único
Tipo de estudio	Análisis estático
Fecha de la última modificación	05/09/2022, 10:53
Estado de modelo	[Principal]
Detectar y eliminar modos de cuerpo rígido	No

iProperties

Resumen

Autor	Antonio
-------	---------

Proyecto

Nº de pieza	Pieza4
Diseñador	anton

Coste	0,00 €
Fecha de creación	01/09/2022

Estado

Estado del diseño	Trabajo en curso
-------------------	------------------

Propiedades físicas

Material	Titanio
Densidad	4,51 g/cm ³
Masa	0,107 kg
Área	9438 mm ²
Volumen	23725,1 mm ³
Centro de gravedad	x=8,93616 mm y=-21,606 mm z=-0,00216223 mm

Nota: los valores físicos pueden ser diferentes de los valores físicos utilizados por CEF indicados a continuación.

Configuración de malla:

Tamaño medio de elemento (fracción del diámetro del modelo)	0,1
Tamaño mínimo de elemento (fracción del tamaño medio)	0,2
Factor de modificación	1,5
Ángulo máximo de giro	60 gr
Crear elementos de malla curva	Sí

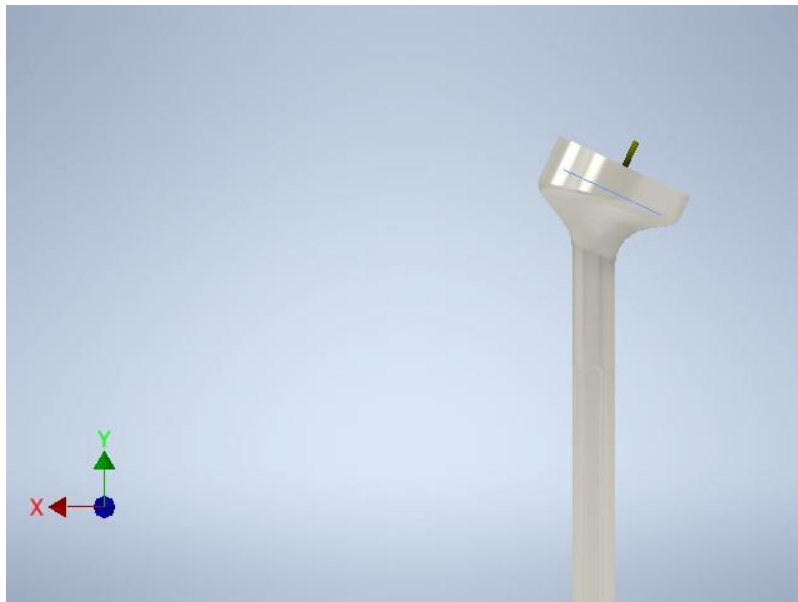
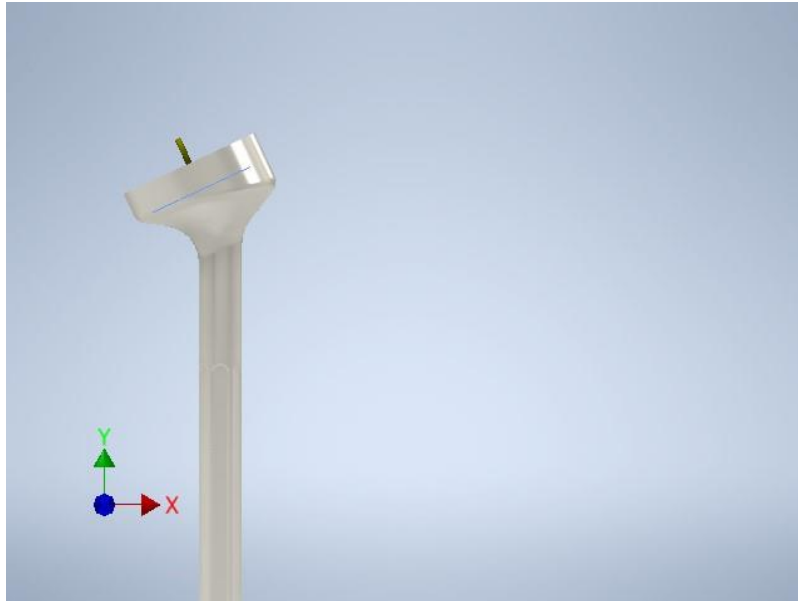
Condiciones de funcionamiento

Fuerza:1

Tipo de carga	Fuerza
Magnitud	750,000 N
Vector X	316,964 N
Vector Y	-679,731

	N
Vector Z	0,000 N

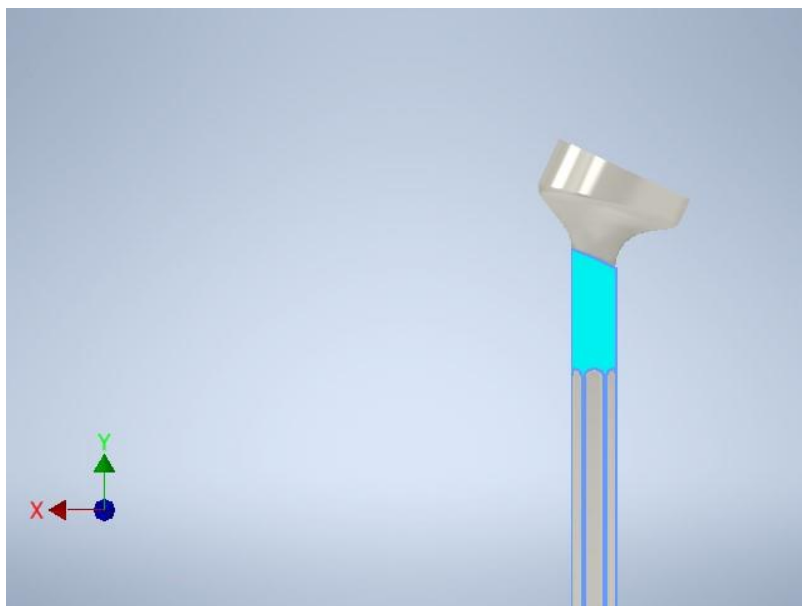
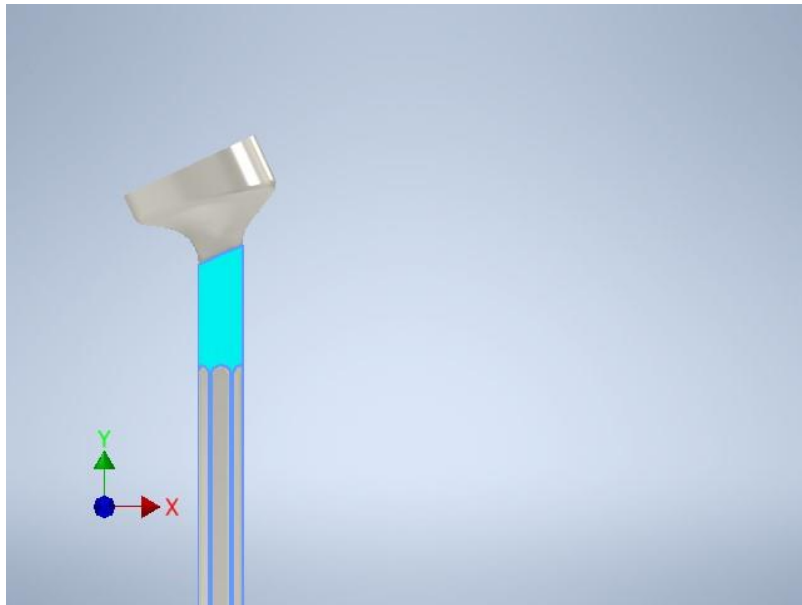
Cara(s) seleccionada(s)



Restricción fija:1

Tipo de restricción	Restricción fija
---------------------	------------------

Cara(s) seleccionada(s)



Resultados

Fuerza y pares de reacción en restricciones

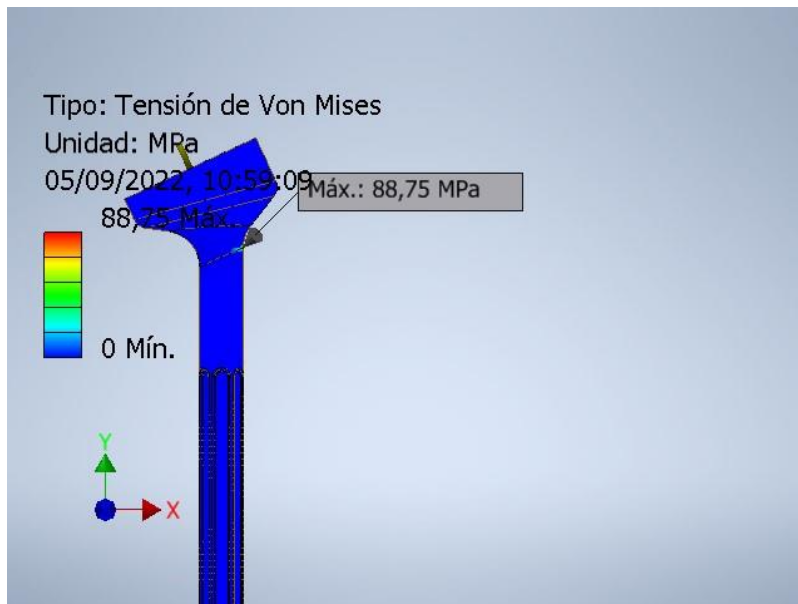
Nombre de la restricción	Fuerza de reacción		Pares de reacción	
	Magnitud	Componente (X, Y, Z)	Magnitud	Componente (X, Y, Z)
Restricción fija:1	750 N	-316,964 N	13,6741 N m	-0,11577 N m
		679,731 N		-0,0539608 N m
		0 N		13,6735 N m

Resumen de resultados

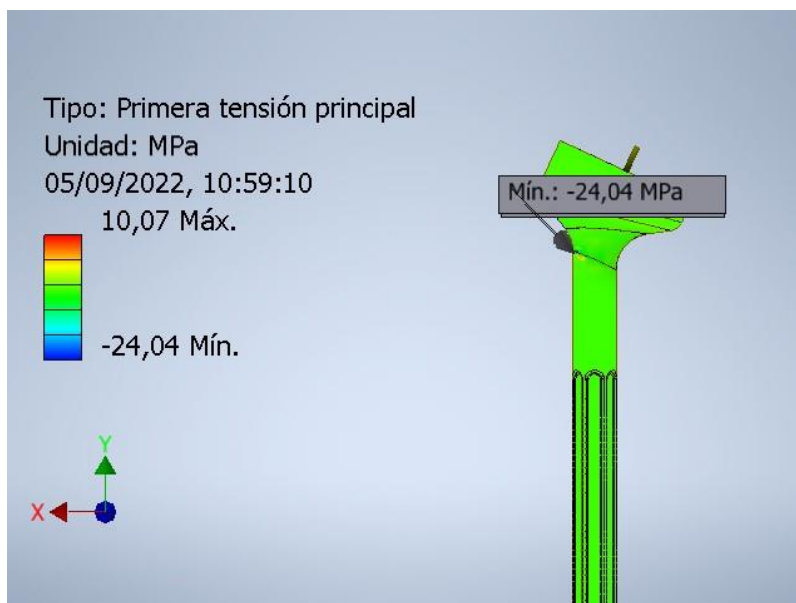
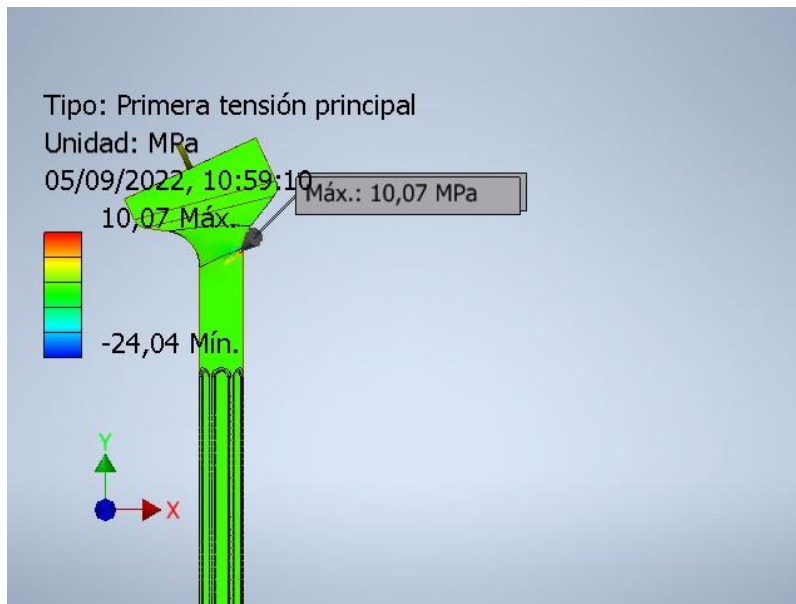
Nombre	Mínimo	Máximo
Volumen	23725,2 mm ³	
Masa	0,107 kg	
Tensión de Von Mises	0,0000000195842 MPa	88,7462 MPa
Primera tensión principal	-24,0377 MPa	10,0665 MPa
Tercera tensión principal	-122,806 MPa	0,17619 MPa
Desplazamiento	0 mm	0,00252346 mm
Coefficiente de seguridad	3,10548 su	15 su
Tensión XX	-54,2278 MPa	3,34875 MPa
Tensión XY	-12,791 MPa	42,7861 MPa
Tensión XZ	-6,42583 MPa	7,93265 MPa
Tensión YY	-113,263 MPa	1,02679 MPa
Tensión YZ	-8,70849 MPa	10,2403 MPa
Tensión ZZ	-52,3013 MPa	1,82114 MPa
Desplazamiento X	-0,00000117312 mm	0,00224958 mm
Desplazamiento Y	-0,00147865 mm	0,00102907 mm
Desplazamiento Z	-0,0000716211 mm	0,00019687 mm
Deformación equivalente	0,000000000000179339 su	0,000822498 su
Primera deformación principal	0,00000000000000311183 su	0,00040417 su
Tercera deformación principal	-0,000928403 su	-0,000000000000144928 su
Deformación XX	-0,0000867544 su	0,00032463 su
Deformación XY	-0,000169327 su	0,000566403 su
Deformación XZ	-0,0000850652 su	0,000105012 su
Deformación YY	-0,000811943 su	0,00000885641 su
Deformación YZ	-0,000115283 su	0,000135562 su
Deformación ZZ	-0,00000856868 su	0,0000995844 su

Figuras

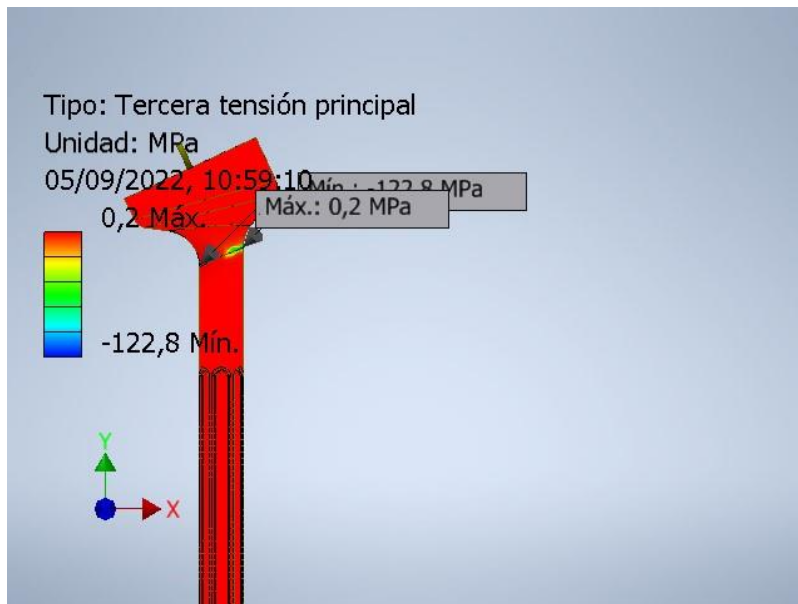
Tensión de Von Mises



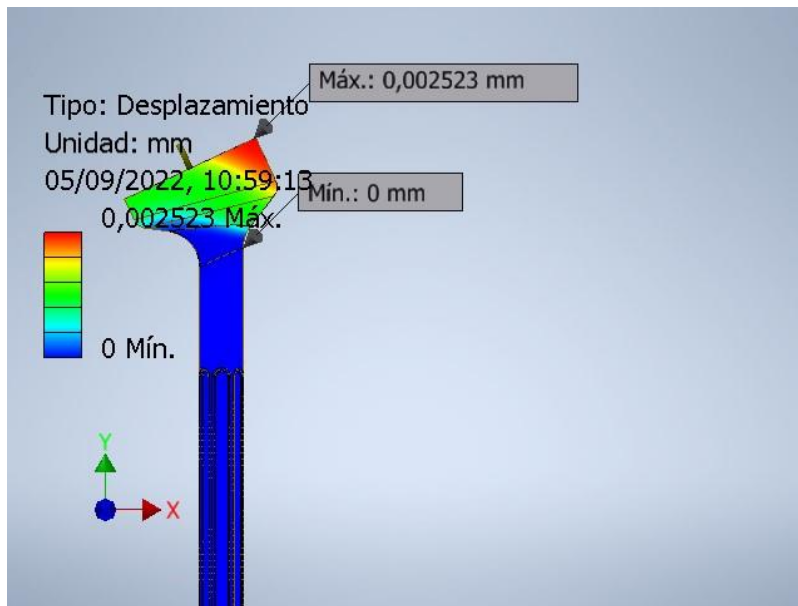
Primera tensin principal



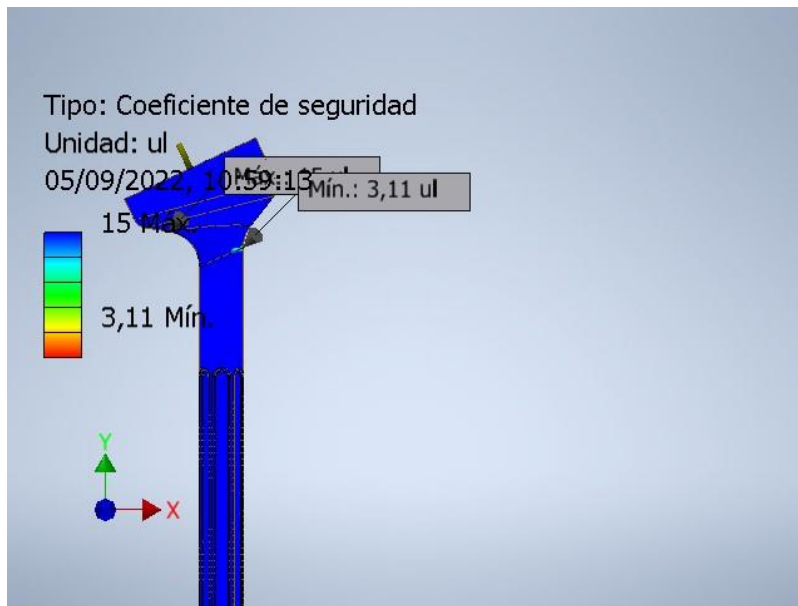
Tercera tensión principal



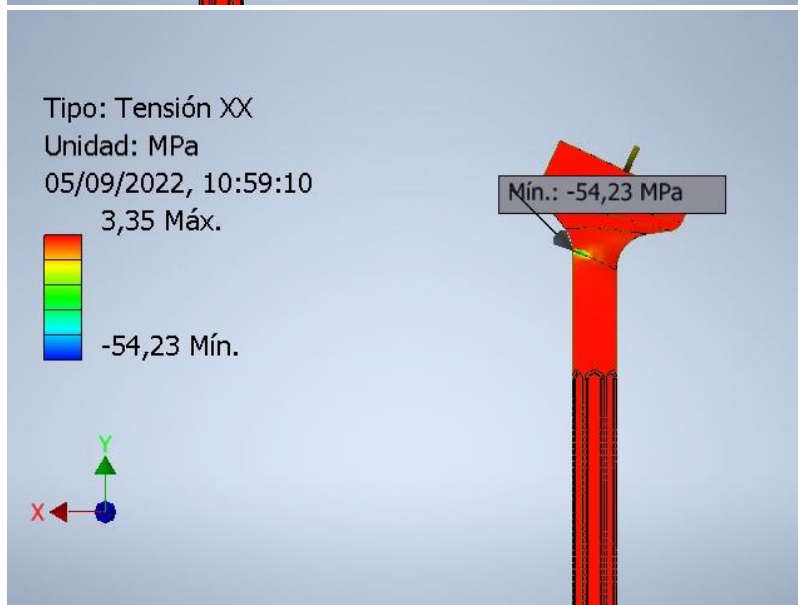
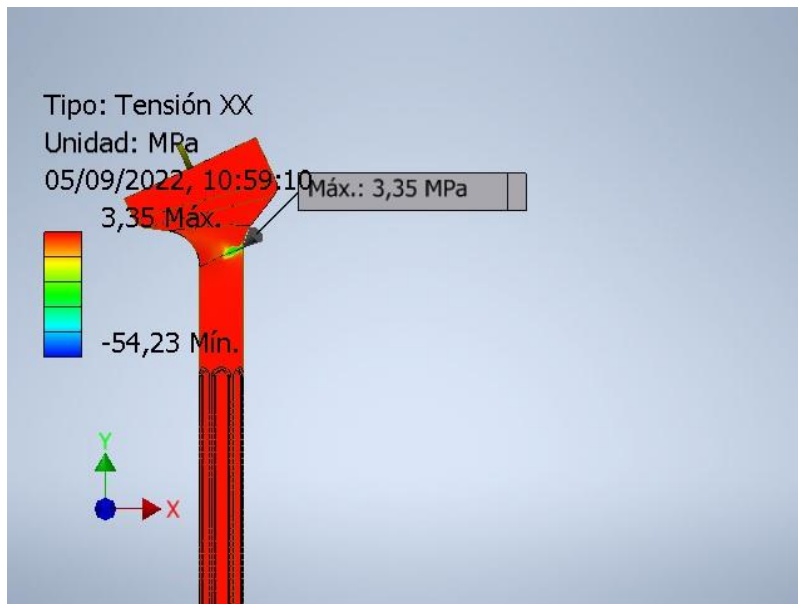
Desplazamiento



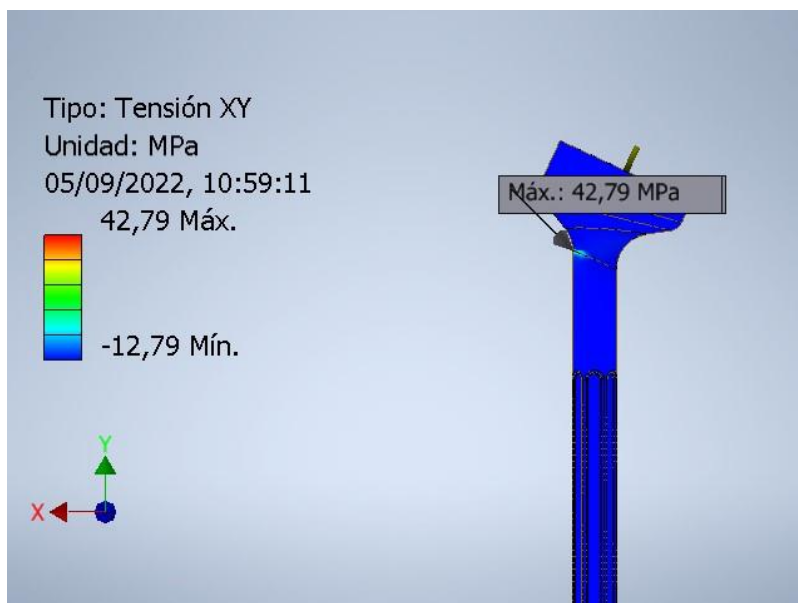
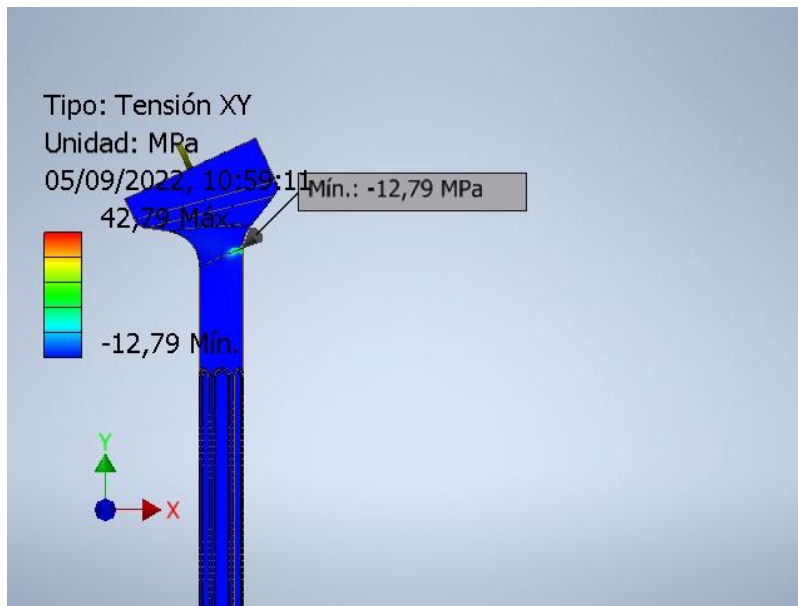
Coefficiente de seguridad



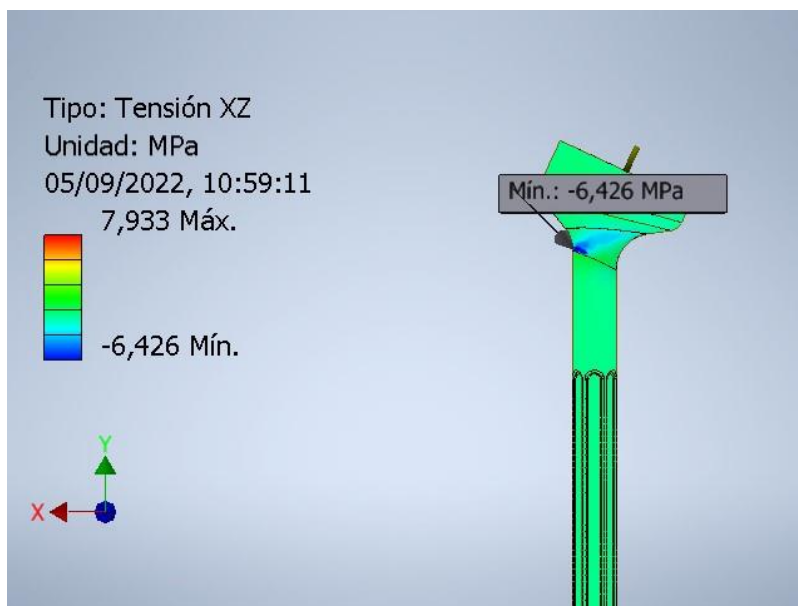
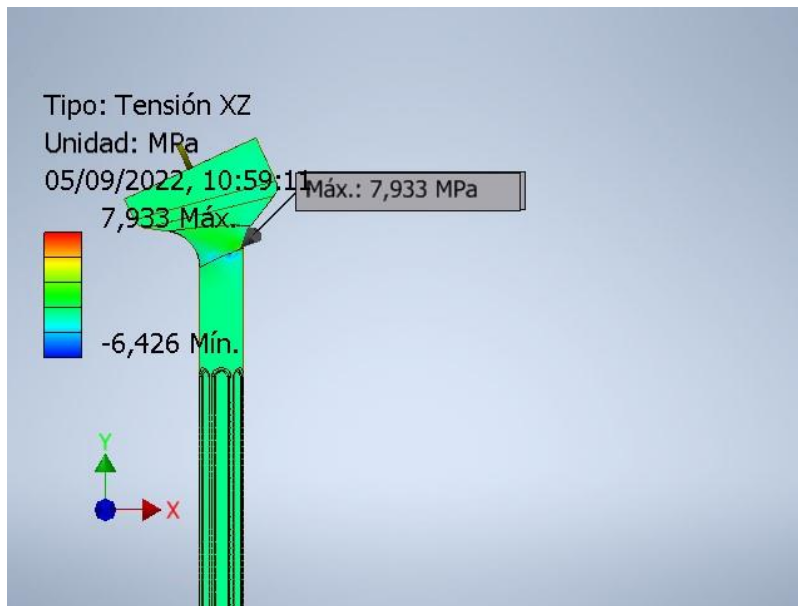
Tensión XX



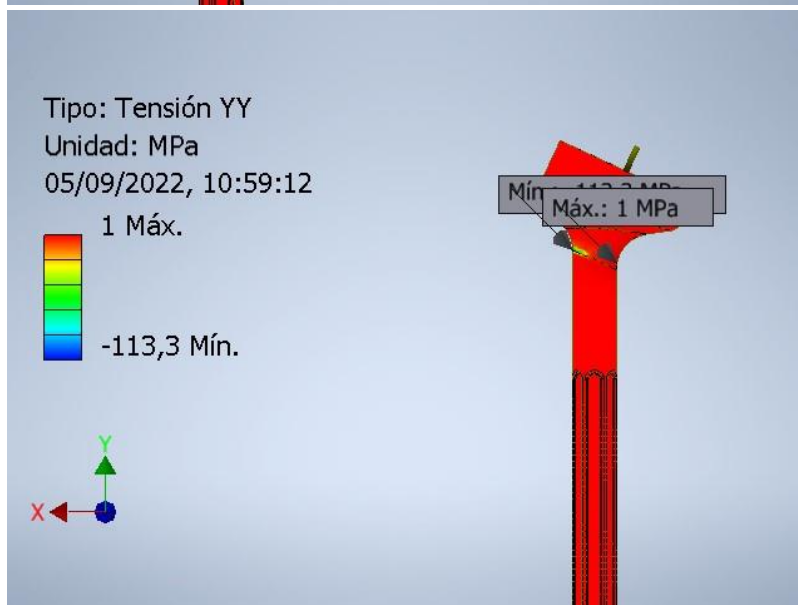
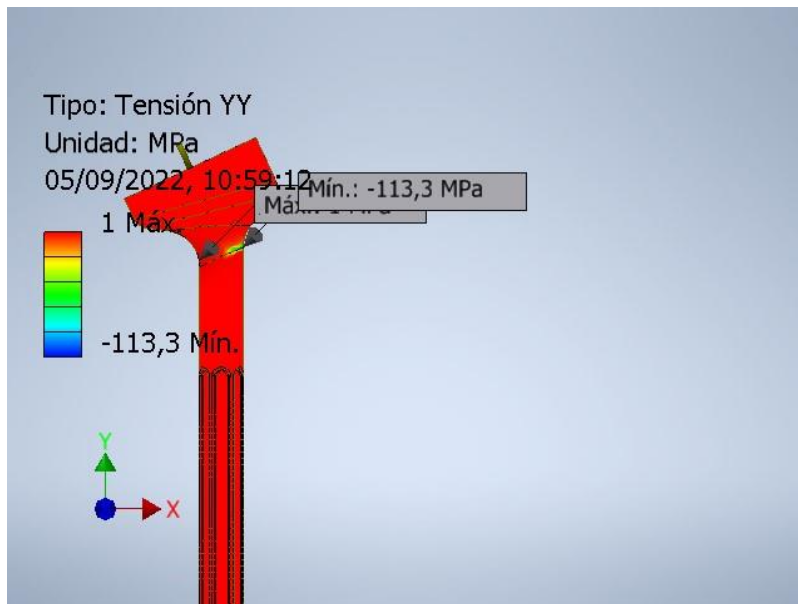
Tension XY



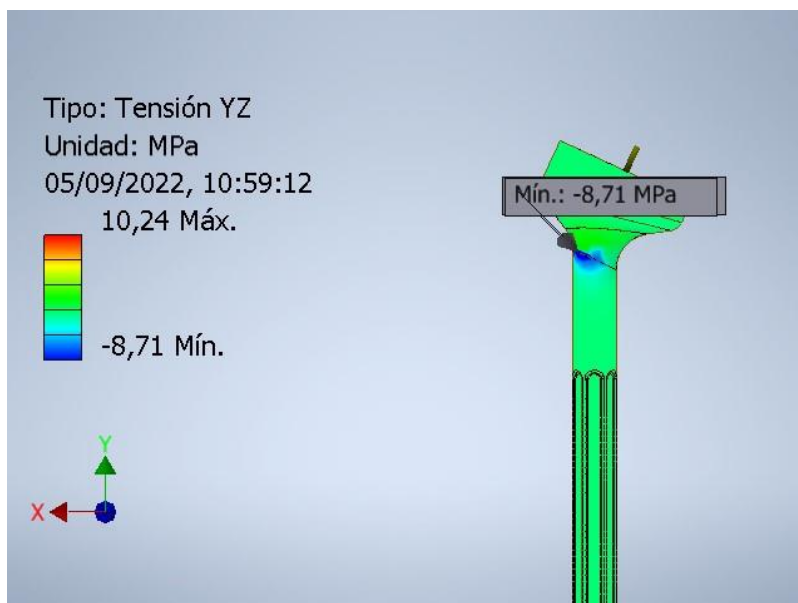
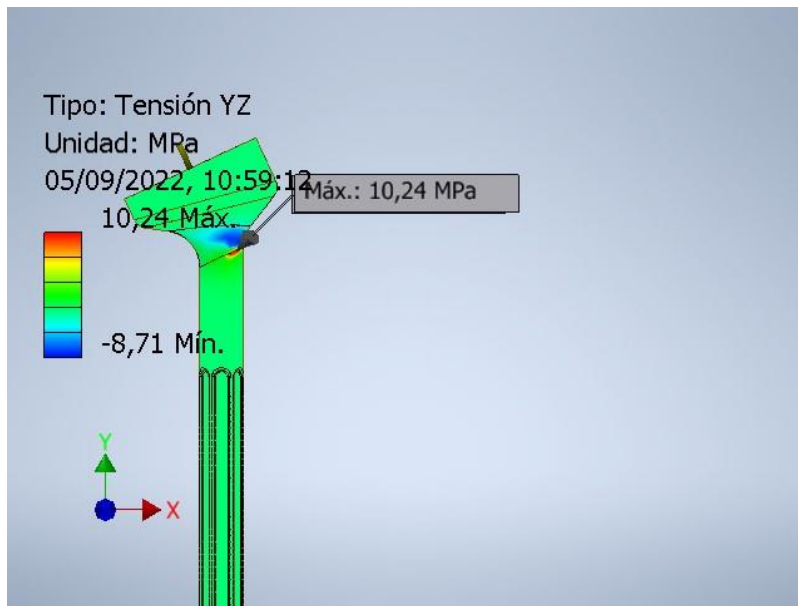
Tensión XZ



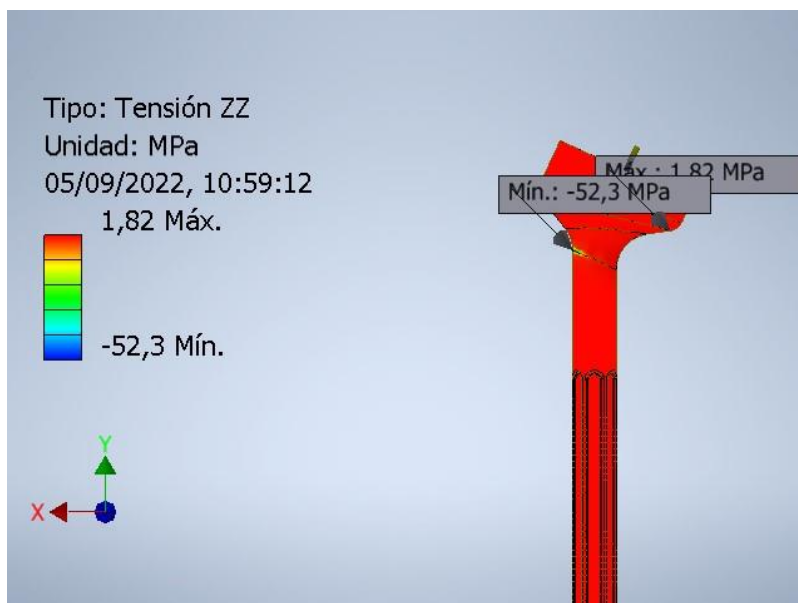
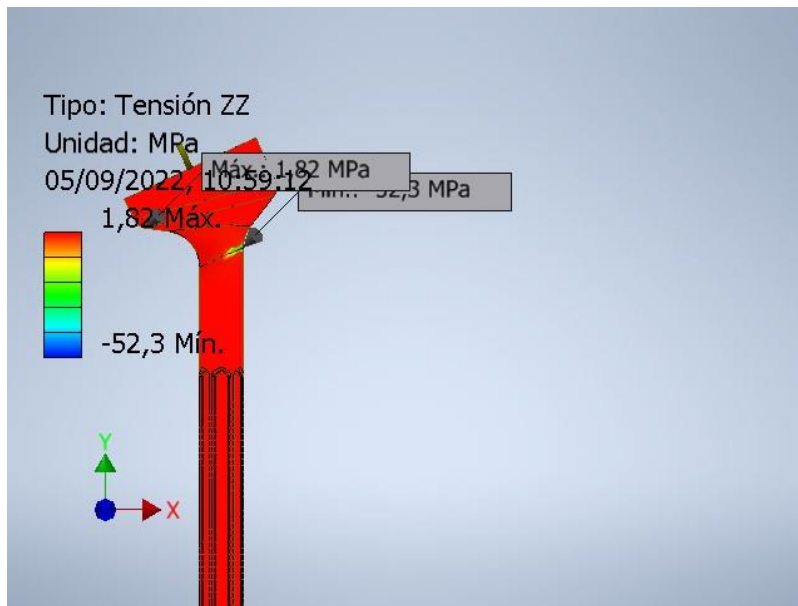
Tensión YY



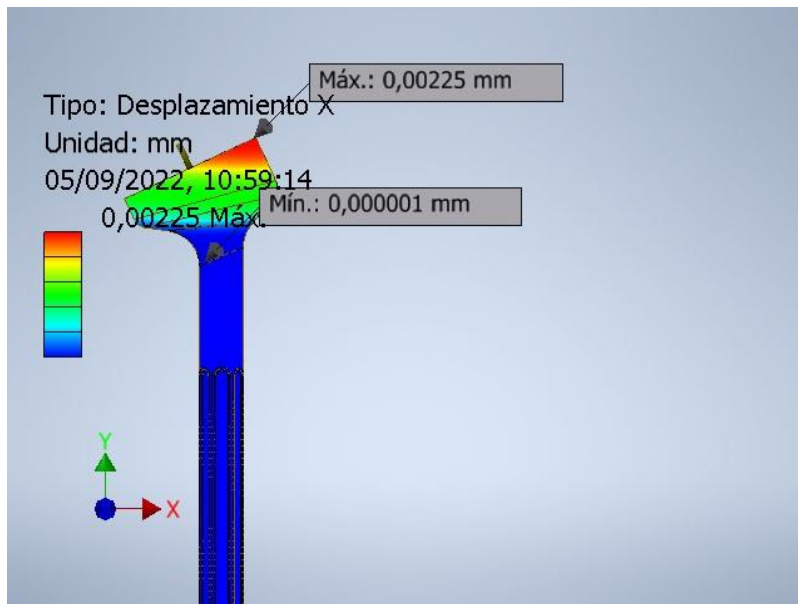
Tensión YZ



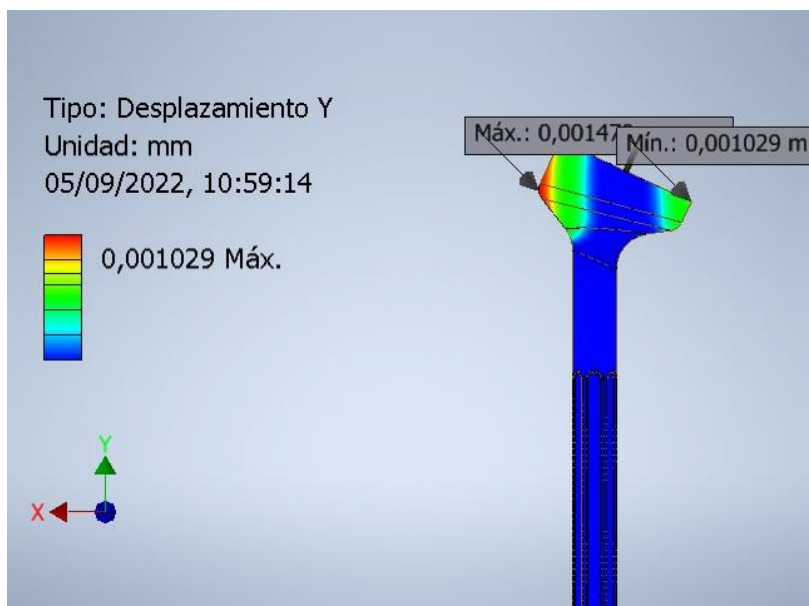
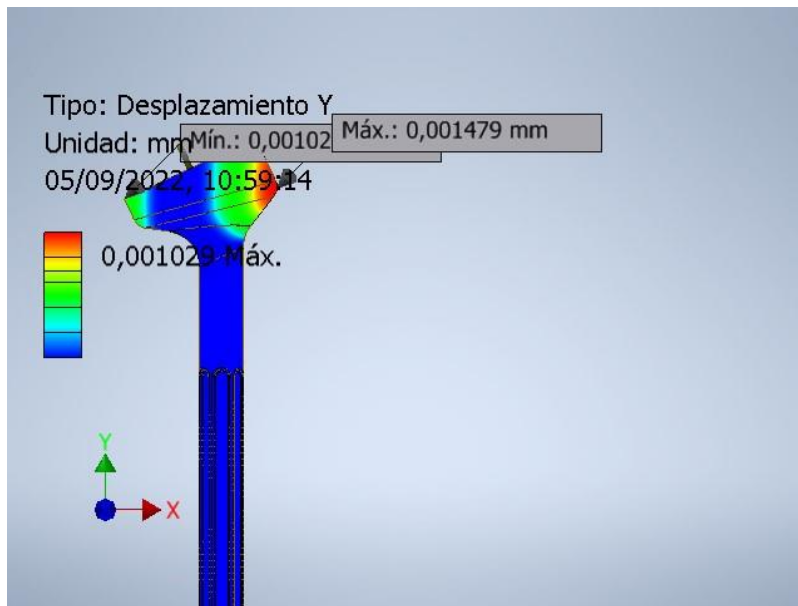
Tension ZZ



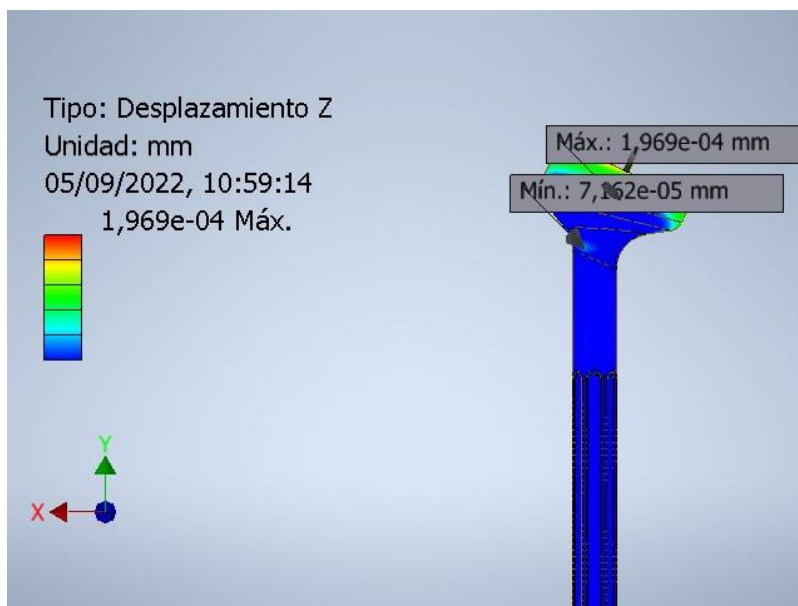
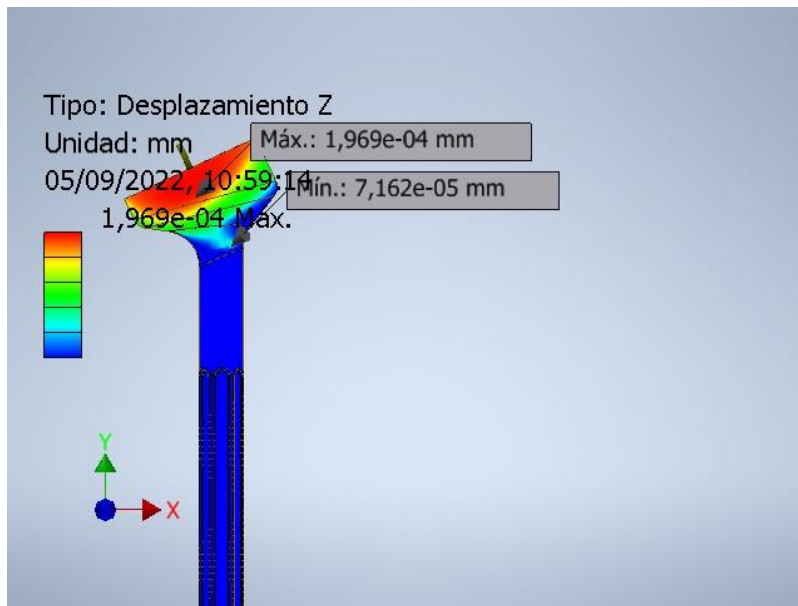
Desplazamiento X



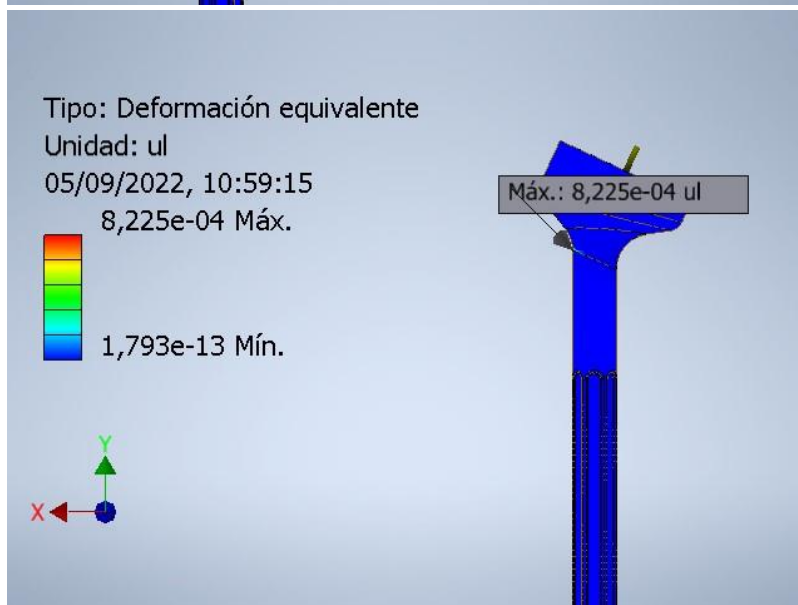
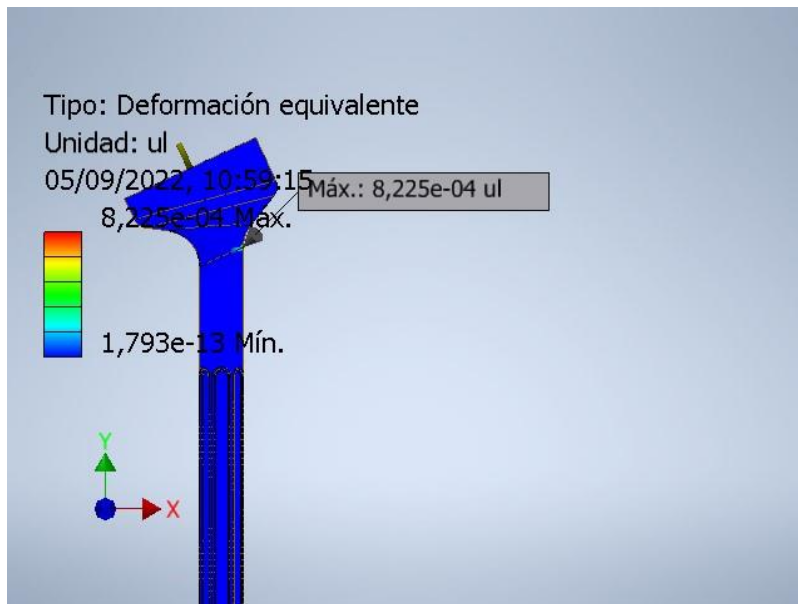
Desplazamiento Y



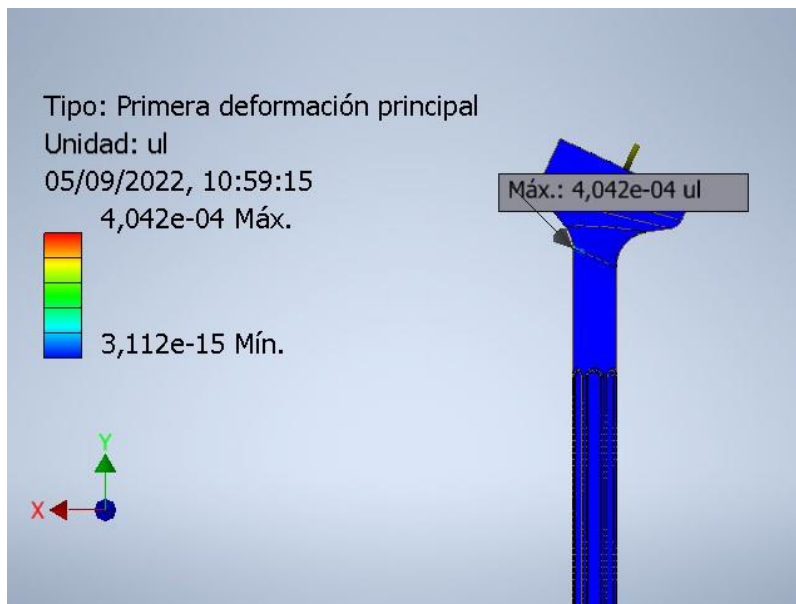
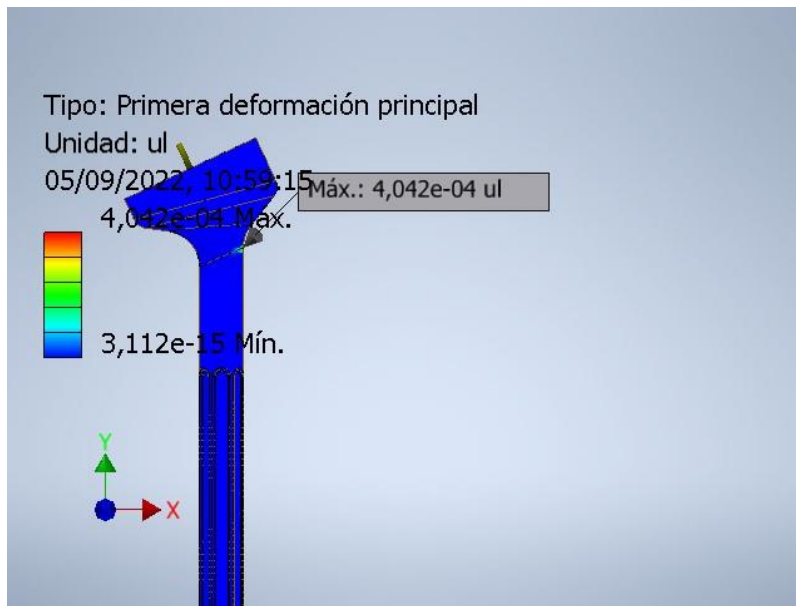
Desplazamiento Z



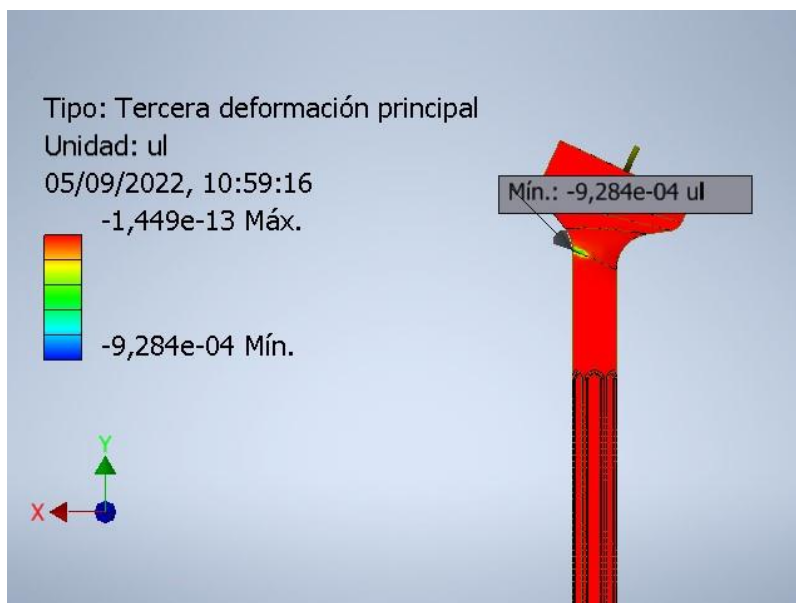
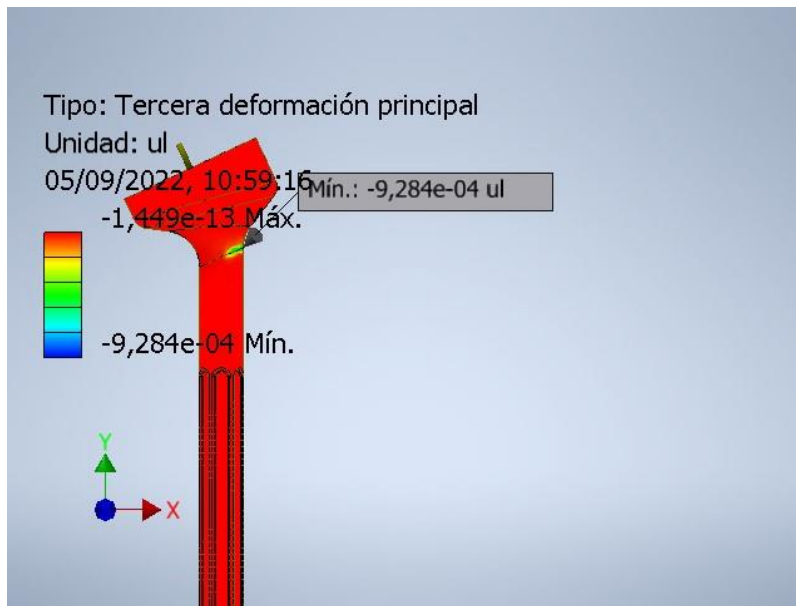
Deformación equivalente



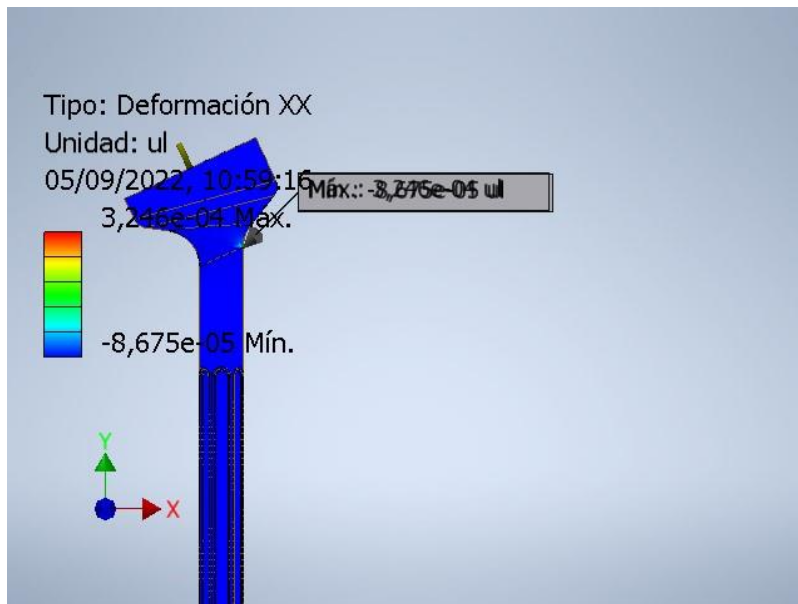
Primera deformación principal



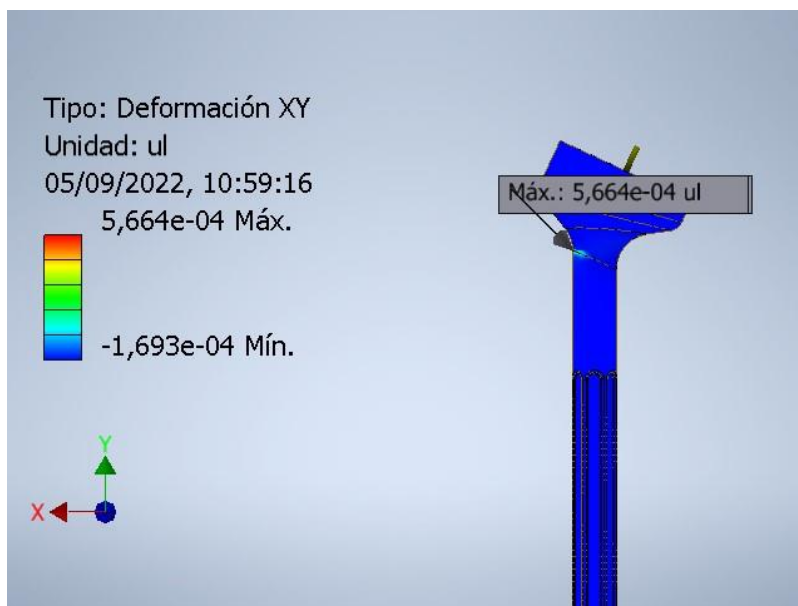
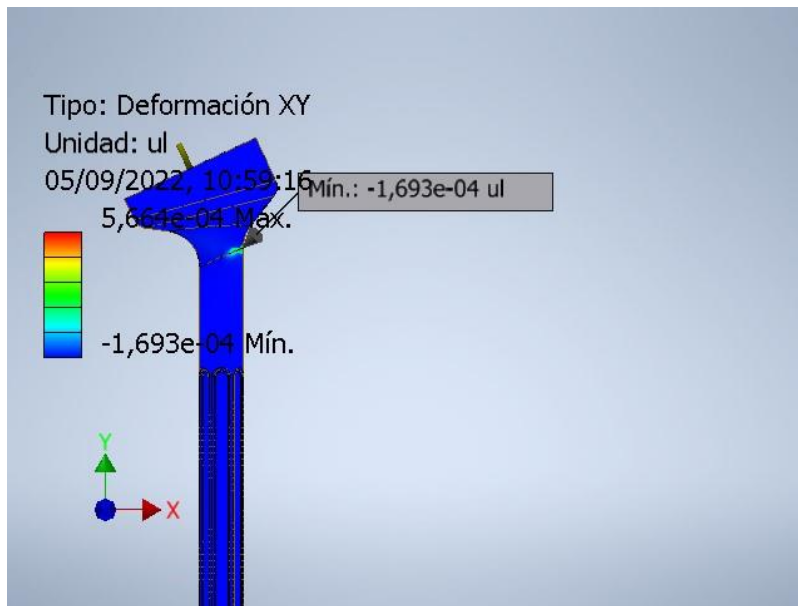
Tercera deformación principal



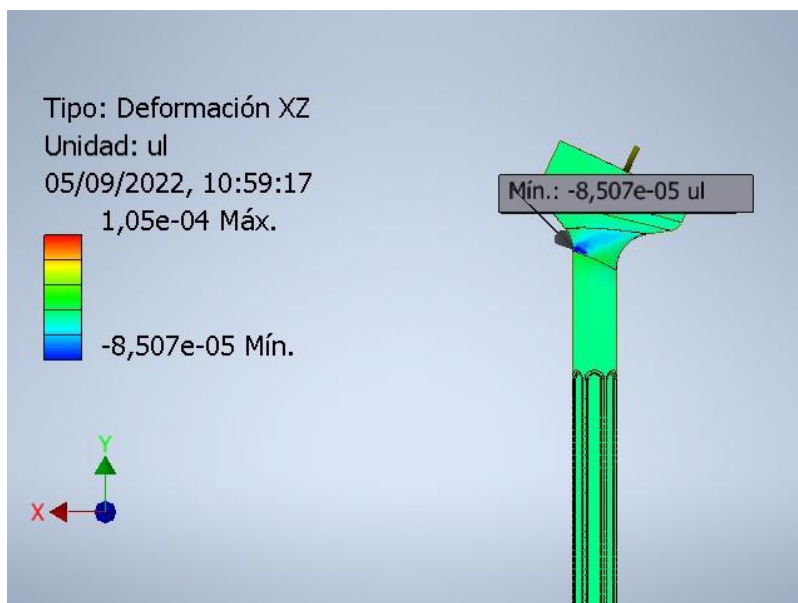
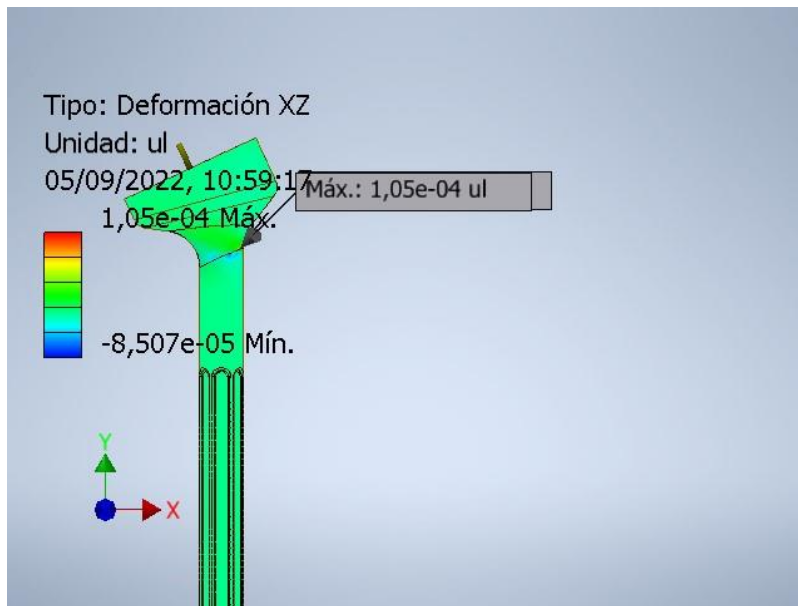
Deformacion XX



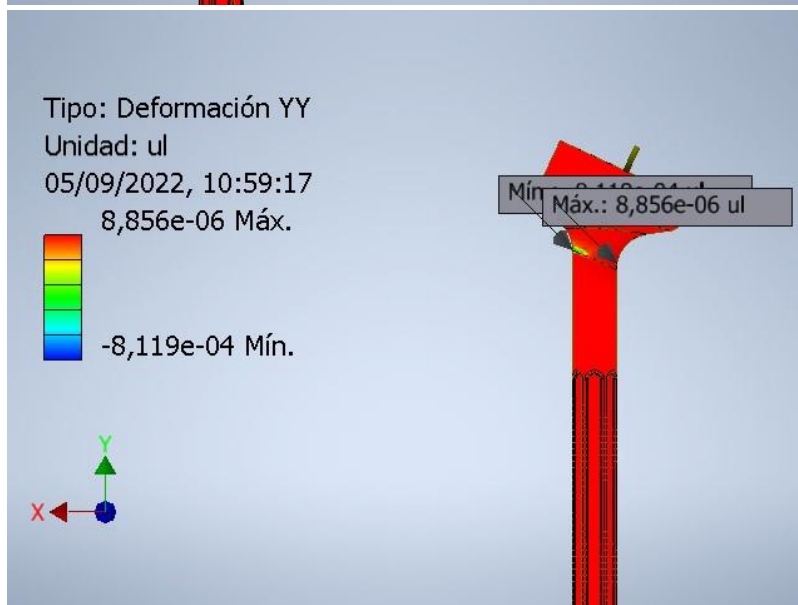
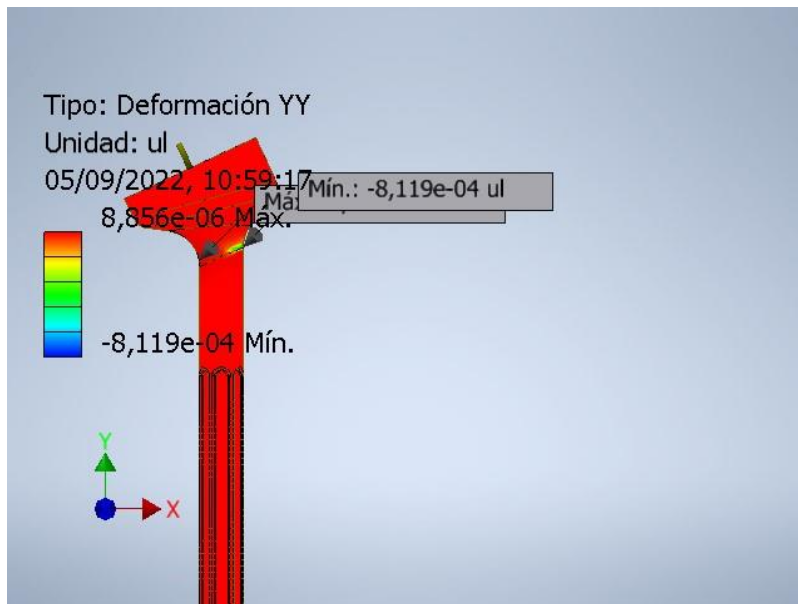
Deformación XY



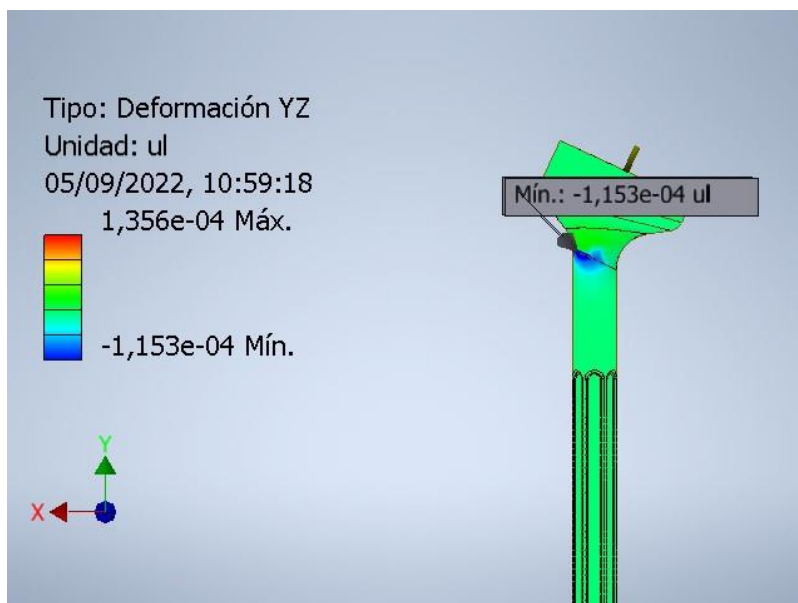
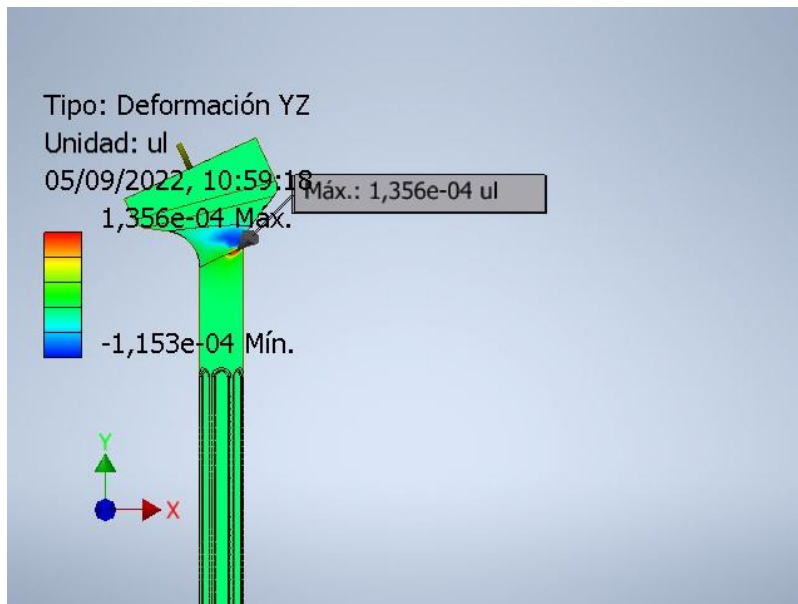
Deformación XZ



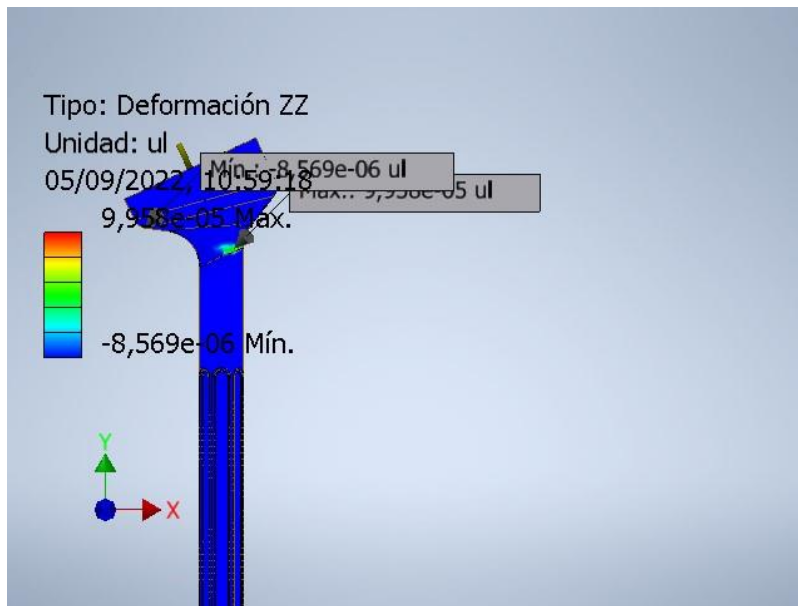
Deformación YY



Deformación YZ



Deformación ZZ



8.2 Anexo II

Informe de análisis de tensión



Archivo analizado:	Cotilo
Versión de Autodesk Inventor:	2023 (Build 270158000, 158)
Fecha de creación:	05/09/2022, 10:35
Autor del estudio:	Antonio
Resumen:	

Análisis estático:3

Objetivo general y configuración:

Objetivo del diseño	Punto único
Tipo de estudio	Análisis estático
Fecha de la última modificación	05/09/2022, 10:34
Estado de modelo	[Principal]
Detectar y eliminar modos de cuerpo rígido	No

iProperties

Resumen

Autor	anton
-------	-------

Proyecto

Nº de pieza	Pieza1
Diseñador	anton
Coste	0,00 €
Fecha de creación	31/08/2022

Estado

Estado del diseño	Trabajo en curso
-------------------	------------------

Propiedades físicas

Material	UHMW, blanco
Densidad	0,94 g/cm ³
Masa	0,00841641 kg
Área	3875,35 mm ²
Volumen	8953,62 mm ³
Centro de gravedad	x=20 mm y=4,93527 mm z=0 mm

Nota: los valores físicos pueden ser diferentes de los valores físicos utilizados por CEF indicados a continuación.

Configuración de malla:

Tamaño medio de elemento (fracción del diámetro del modelo)	0,1
Tamaño mínimo de elemento (fracción del tamaño medio)	0,2
Factor de modificación	1,5
Ángulo máximo de giro	60 gr
Crear elementos de malla curva	Sí

Material(es)

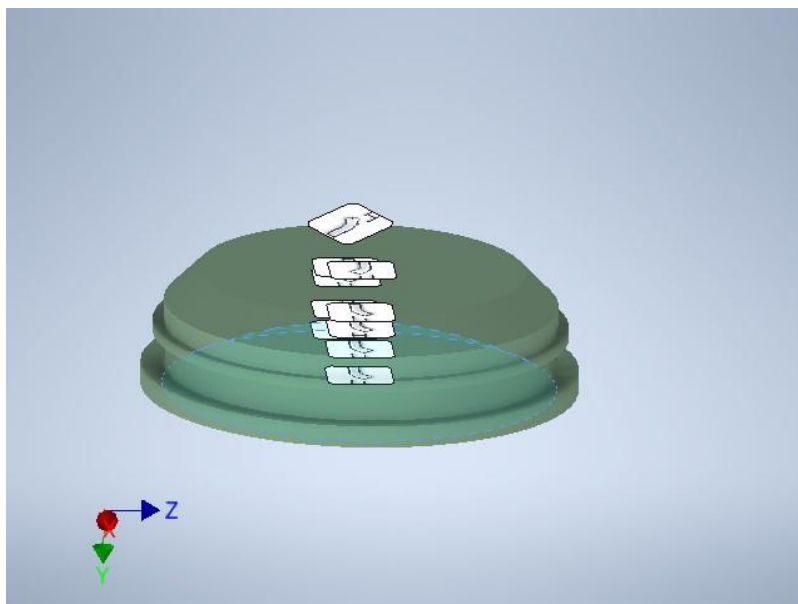
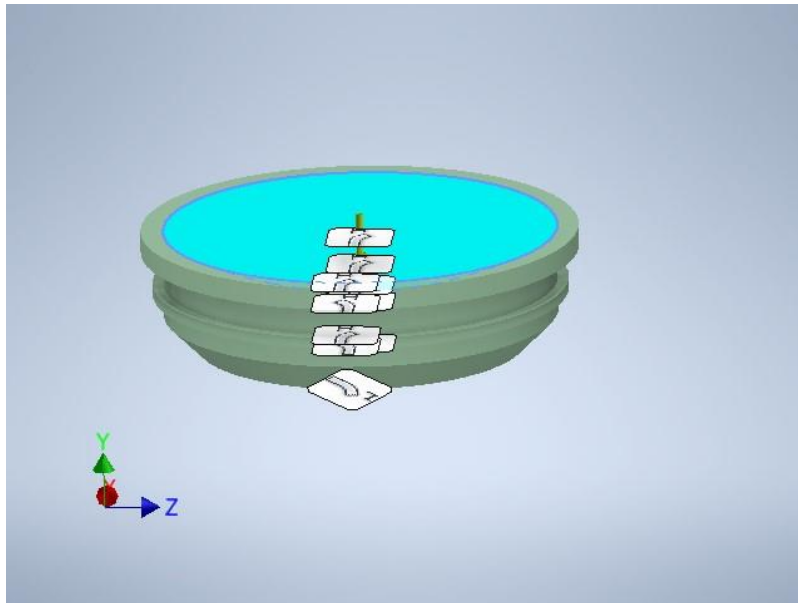
Nombre	UHMW, blanco		
General	Densidad de masa	0,94 g/cm ³	
	Límite de elasticidad	21 MPa	
	Resistencia máxima a tracción	37,9 MPa	
Tensión	Módulo de Young	0,861 GPa	
	Coefficiente de Poisson	0,42 su	
	Módulo cortante	0,303169 GPa	
Nombre(s) de pieza	Cotilo		

Condiciones de funcionamiento

Fuerza:1

Tipo de carga	Fuerza
Magnitud	750,000 N

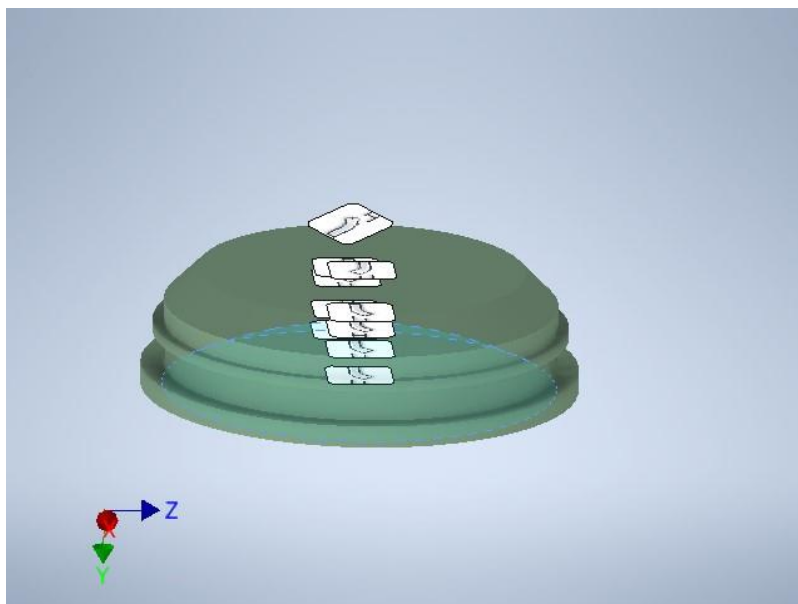
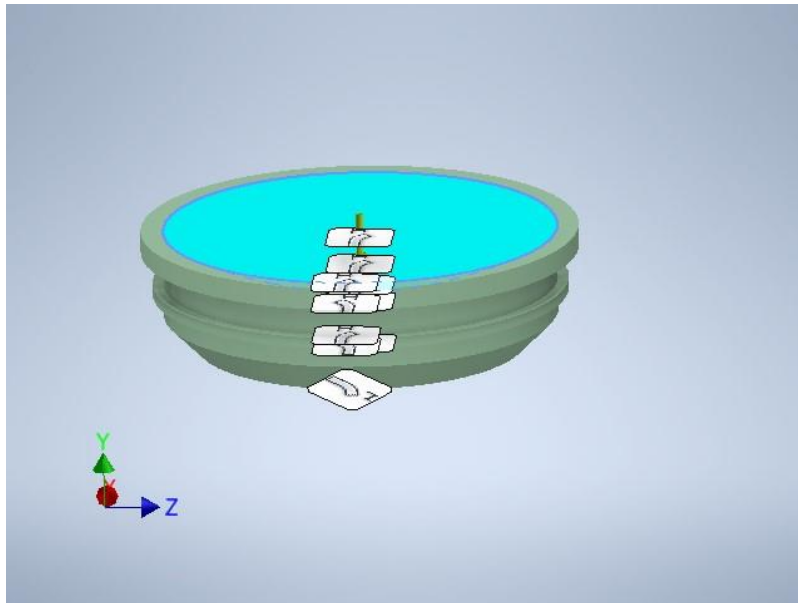
Cara(s) seleccionada(s)



Fuerza:2

Tipo de carga	Fuerza
Magnitud	750,000 N

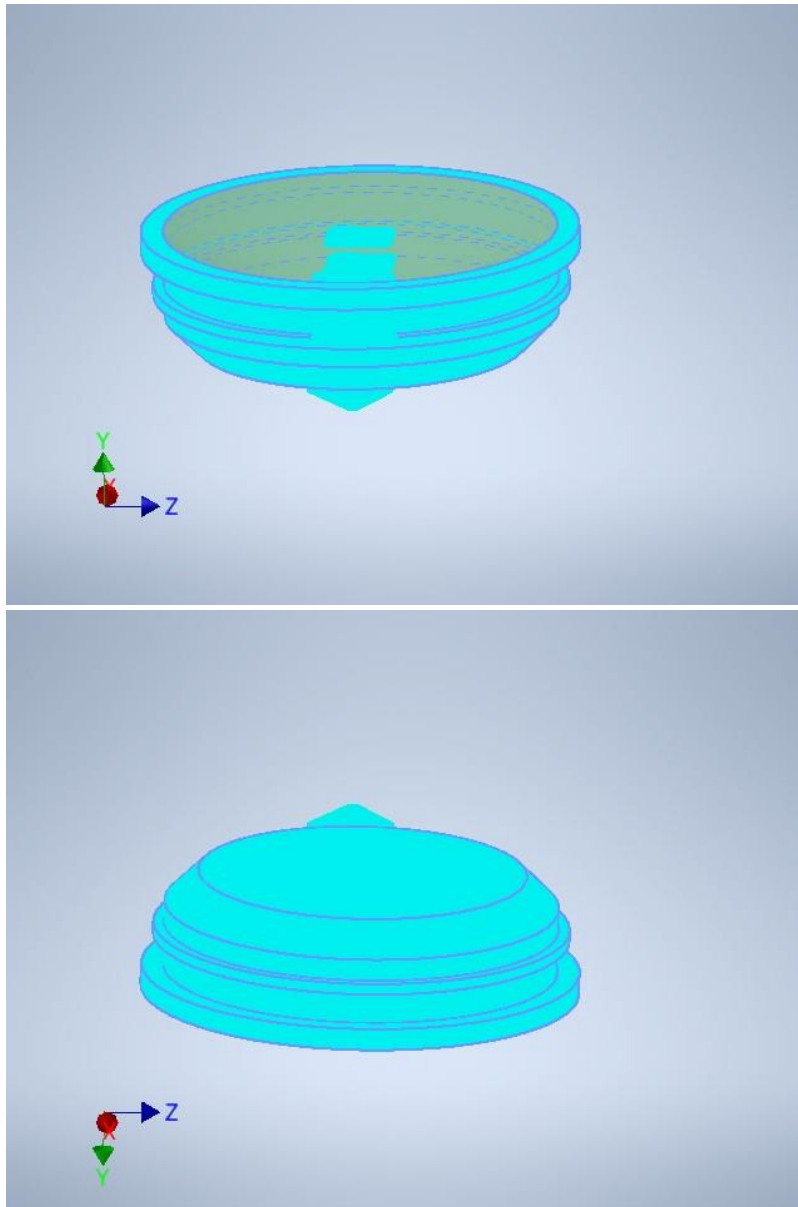
Cara(s) seleccionada(s)



Restricción fija:1

Tipo de restricción	Restricción fija
---------------------	------------------

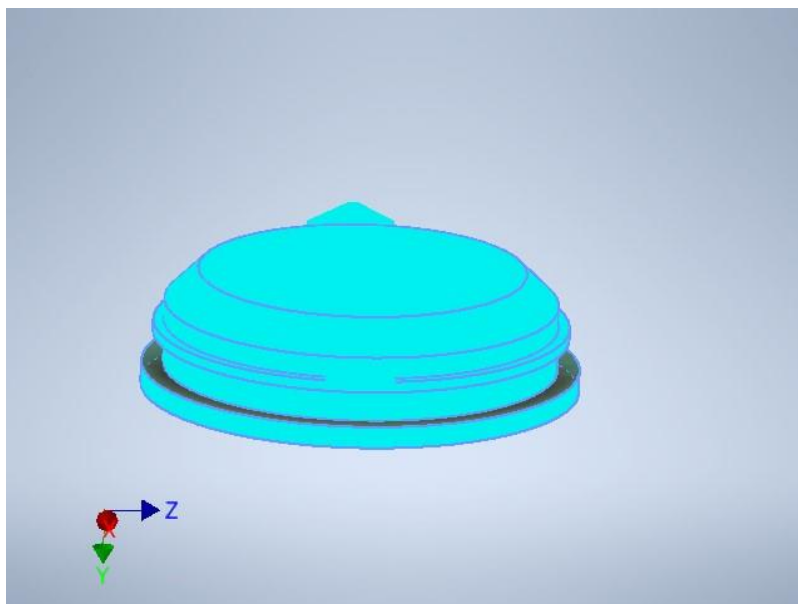
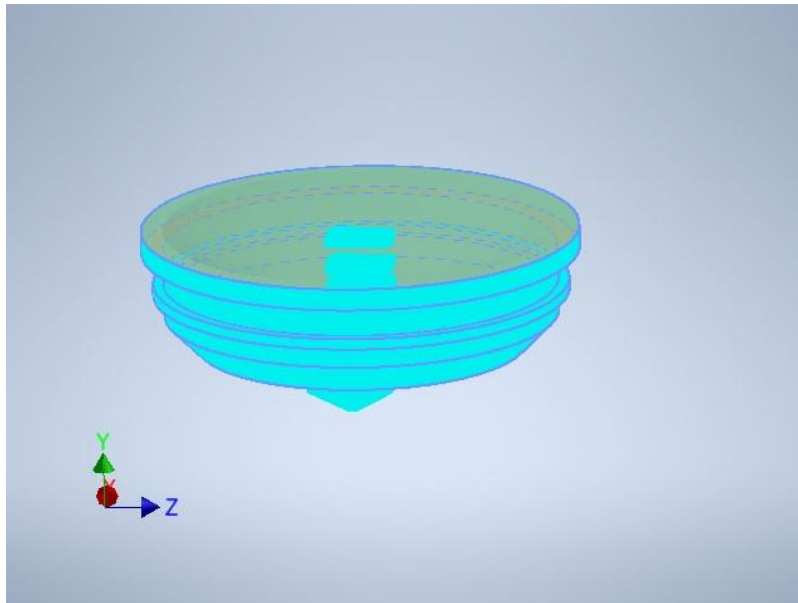
Cara(s) seleccionada(s)



Restricción fija:2

Tipo de restricción	Restricción fija
---------------------	------------------

Cara(s) seleccionada(s)



Resultados

Fuerza y pares de reacción en restricciones

Nombre de la restricción	Fuerza de reacción		Pares de reacción	
	Magnitud	Componente (X, Y, Z)	Magnitud	Componente (X, Y, Z)
Restricción fija:1	761,803 N	0 N	0 N m	0 N m
		761,803 N		0 N m
		0 N		0 N m
Restricción fija:2	648,739 N	0 N	0,00520739 N m	-0,00520739 N m
		648,739 N		0 N m

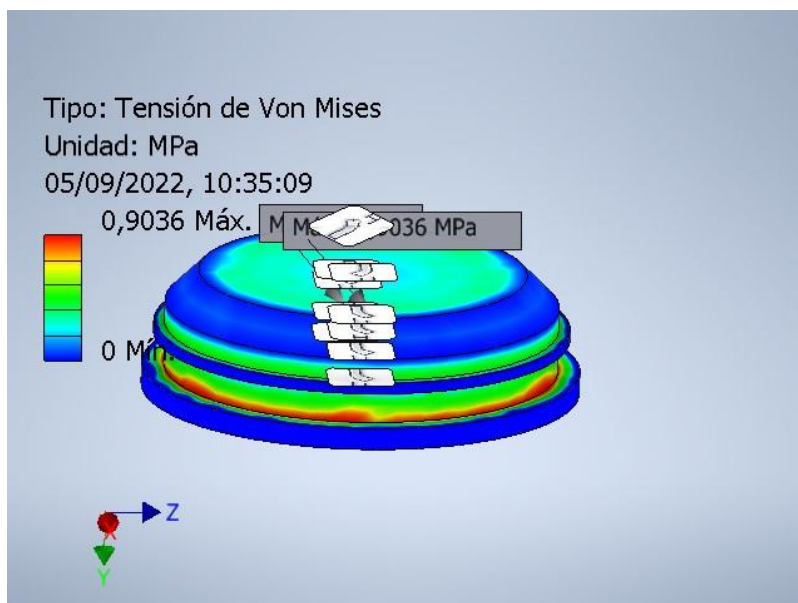
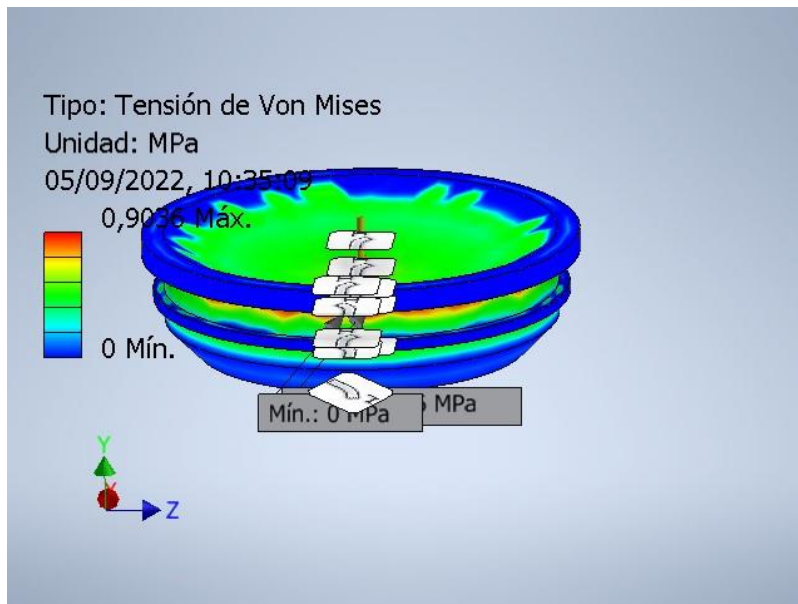
		0 N		0 N m
--	--	-----	--	-------

Resumen de resultados

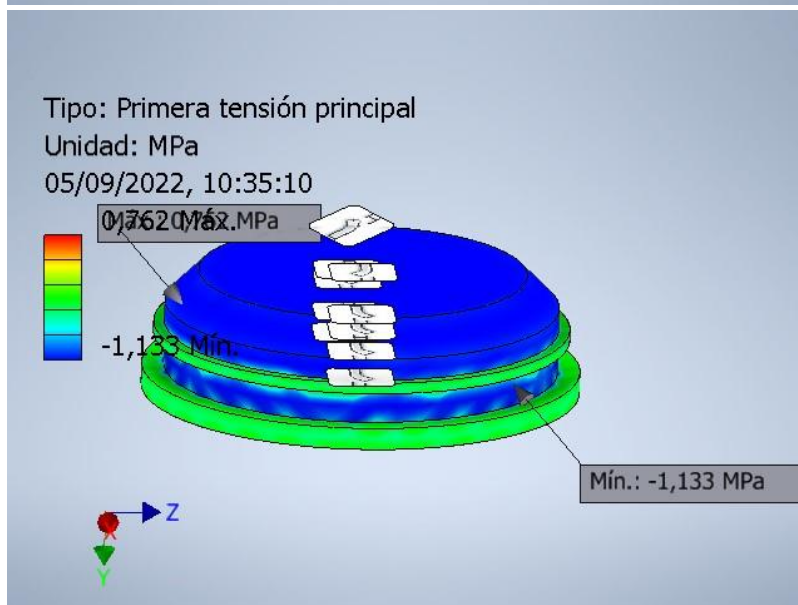
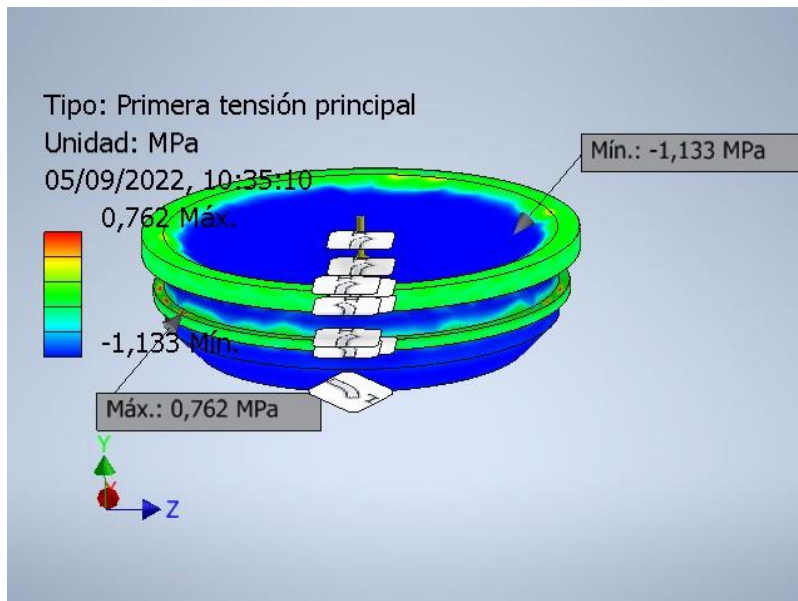
Nombre	Mínimo	Máximo
Volumen	8953,62 mm ³	
Masa	0,00841641 kg	
Tensión de Von Mises	0 MPa	0,90362 MPa
Primera tensión principal	-1,13332 MPa	0,762377 MPa
Tercera tensión principal	-1,68403 MPa	0,317207 MPa
Desplazamiento	0 mm	0,00538311 mm
Coeficiente de seguridad	15 su	15 su
Tensión XX	-1,23713 MPa	0,391821 MPa
Tensión XY	-0,503267 MPa	0,491008 MPa
Tensión XZ	-0,168201 MPa	0,16062 MPa
Tensión YY	-1,64541 MPa	0,541087 MPa
Tensión YZ	-0,476607 MPa	0,476709 MPa
Tensión ZZ	-1,19596 MPa	0,391821 MPa
Desplazamiento X	-0,00126586 mm	0,00127781 mm
Desplazamiento Y	-0,00523881 mm	0 mm
Desplazamiento Z	-0,001283 mm	0,0012931 mm
Deformación equivalente	0 su	0,0010319 su
Primera deformación principal	-0,00000194124 su	0,000614904 su
Tercera deformación principal	-0,00113892 su	0 su
Deformación XX	-0,000567366 su	0,000185999 su
Deformación XY	-0,000830011 su	0,000809793 su
Deformación XZ	-0,000277405 su	0,000264903 su
Deformación YY	-0,000891807 su	0,000302456 su
Deformación YZ	-0,000786042 su	0,00078621 su
Deformación ZZ	-0,000532861 su	0,00019238 su

Figuras

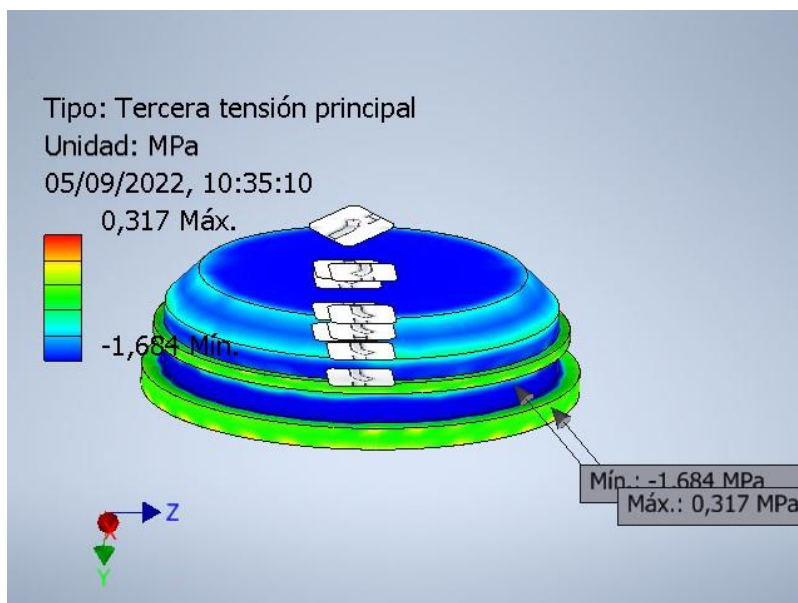
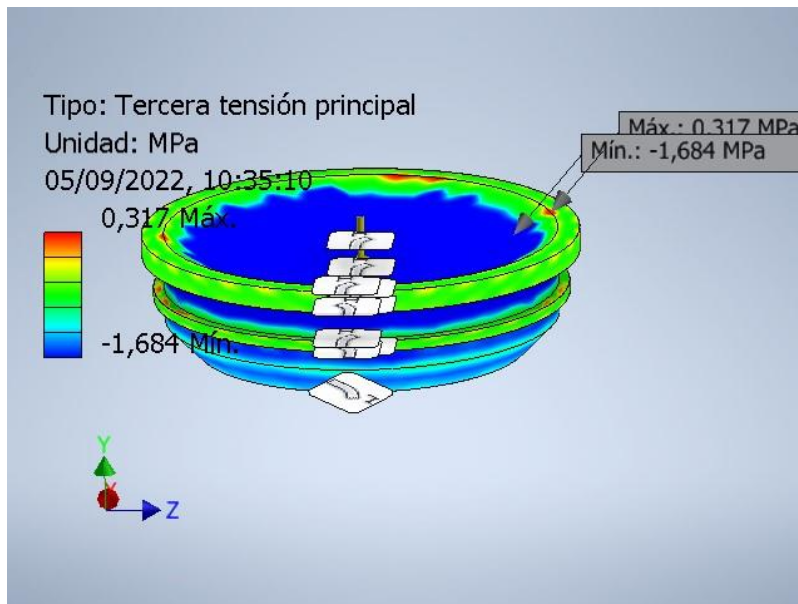
Tensión de Von Mises



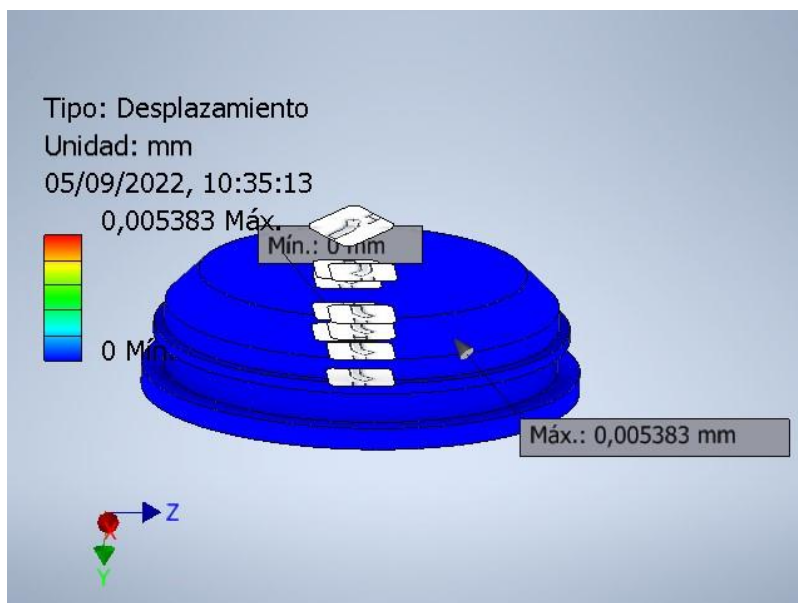
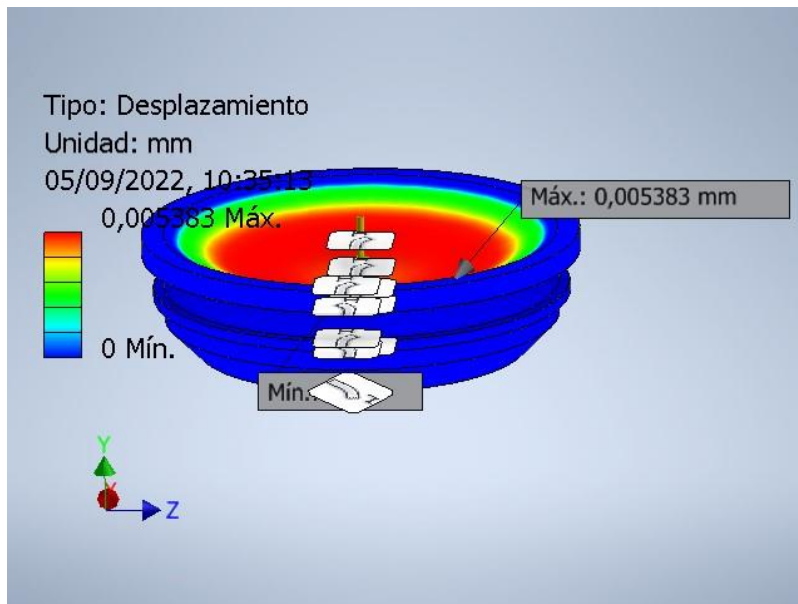
Primera tensin principal



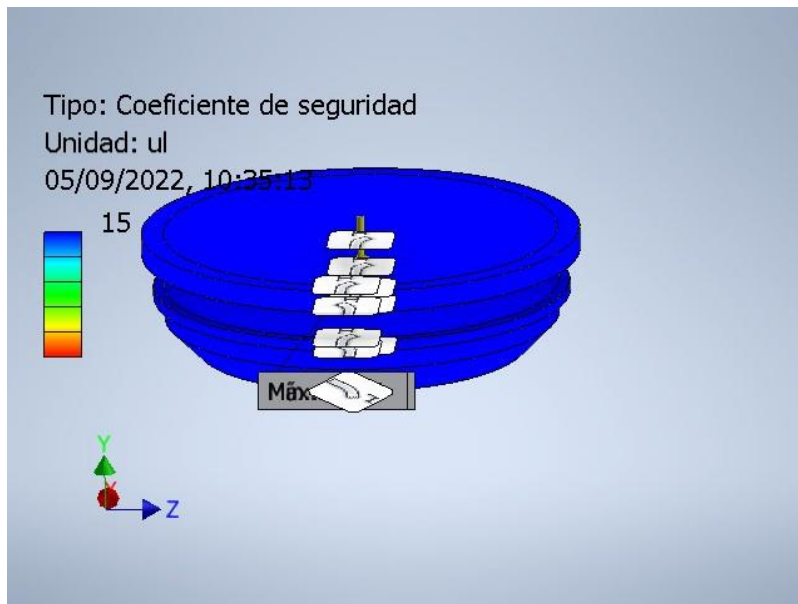
Tercera tensión principal



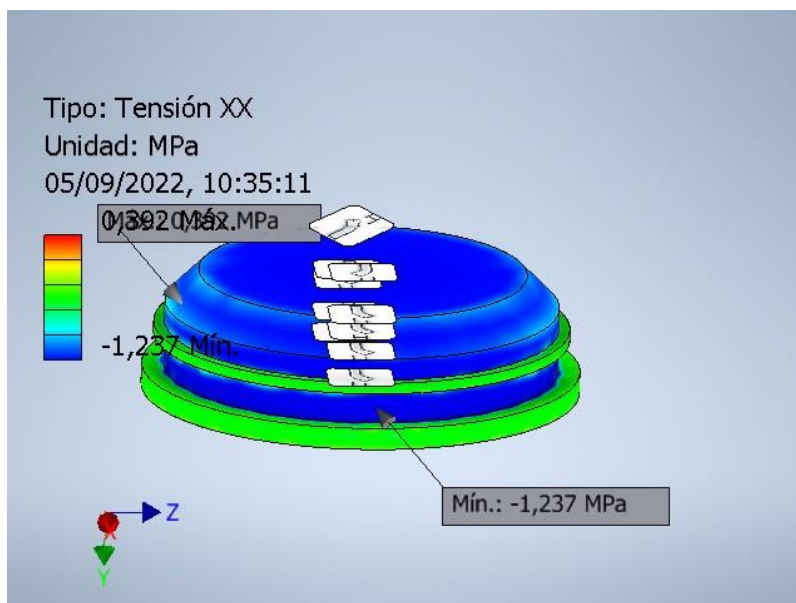
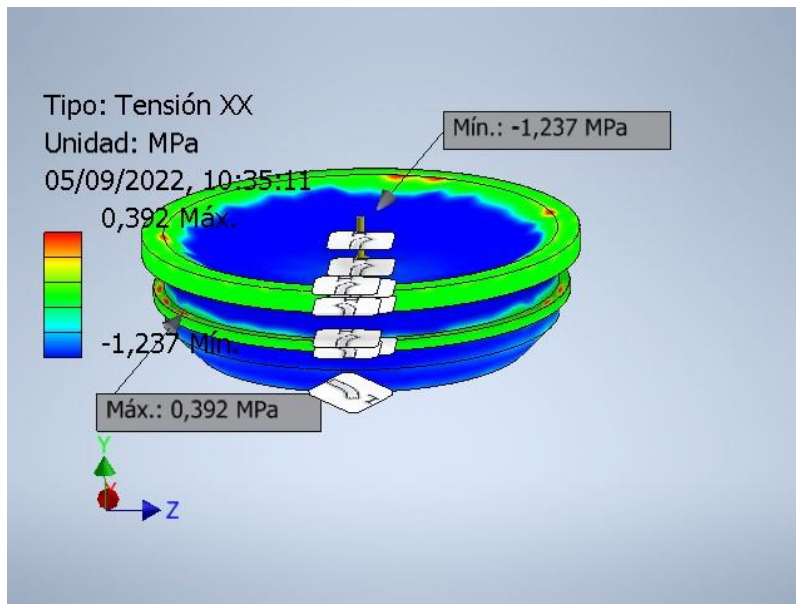
Desplazamiento



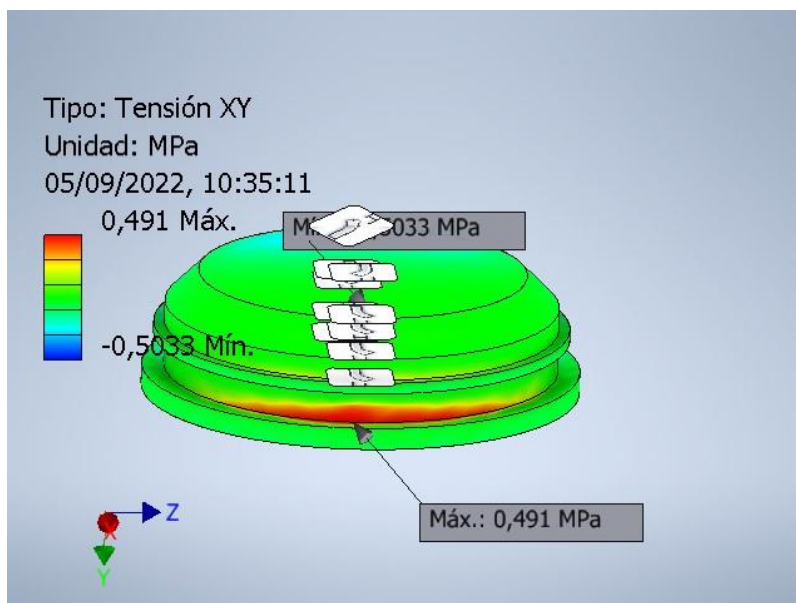
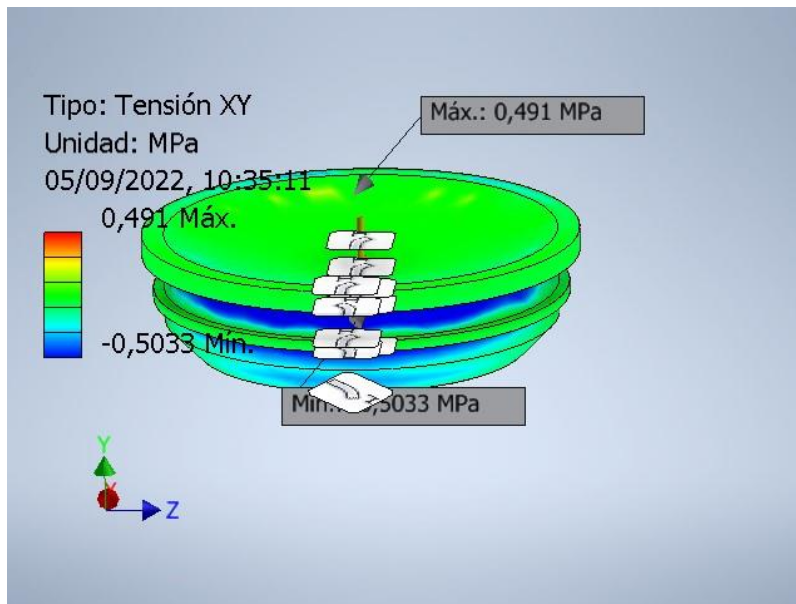
Coefficiente de seguridad



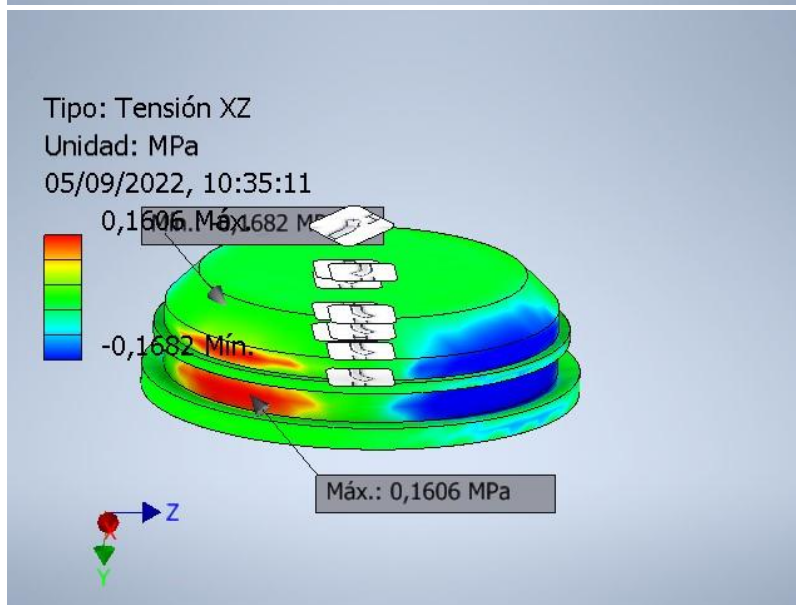
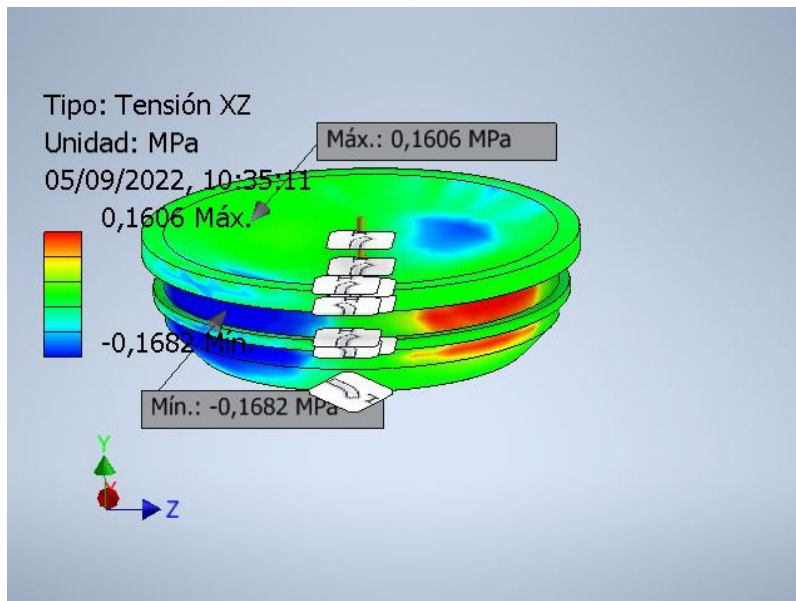
Tensión XX



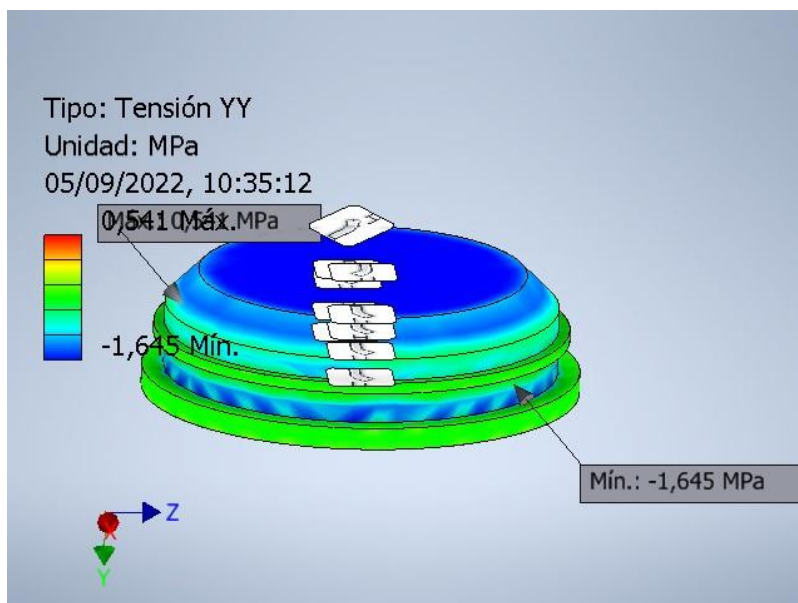
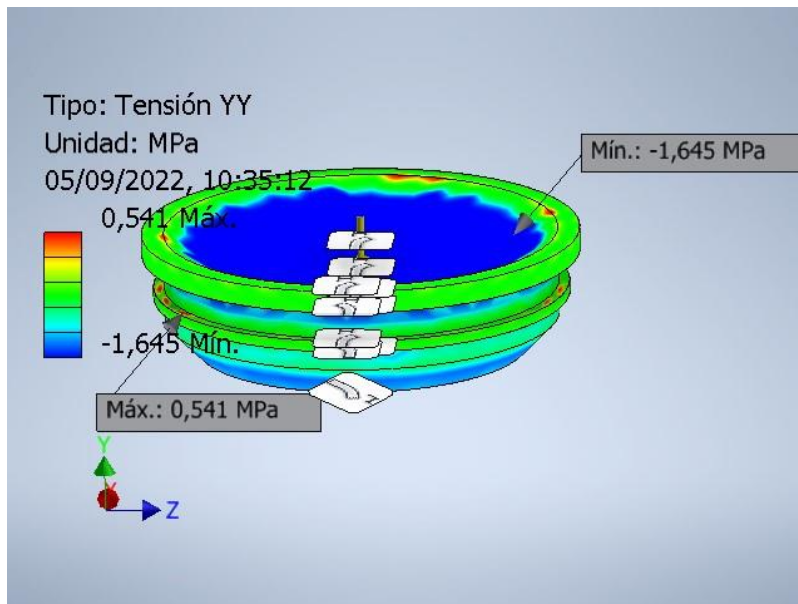
Tensión XY



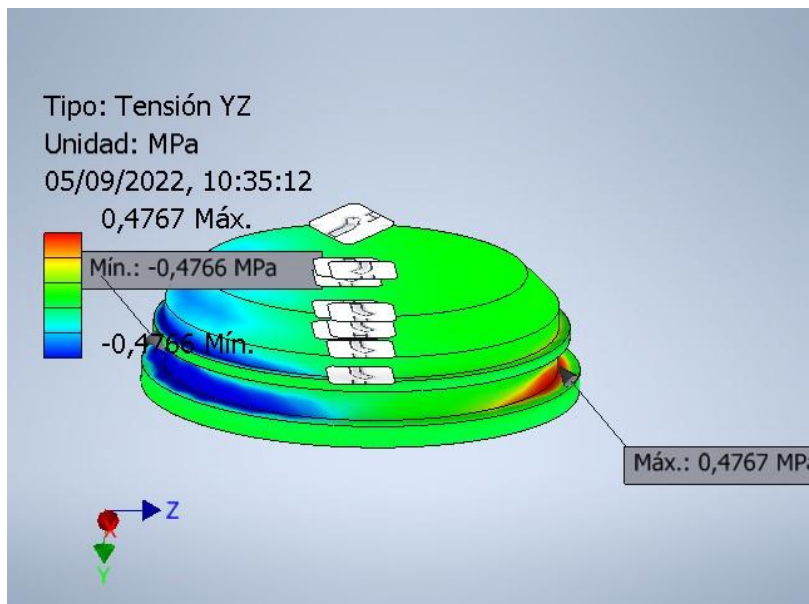
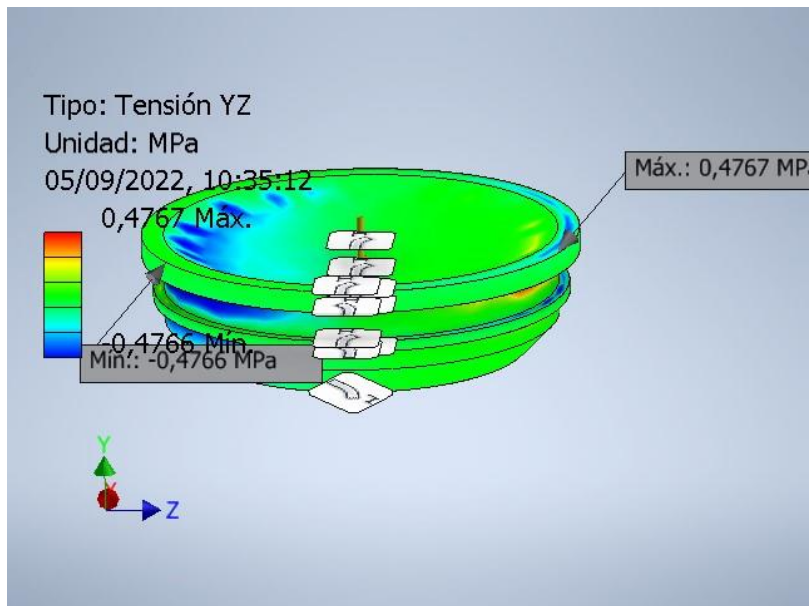
Tensión XZ



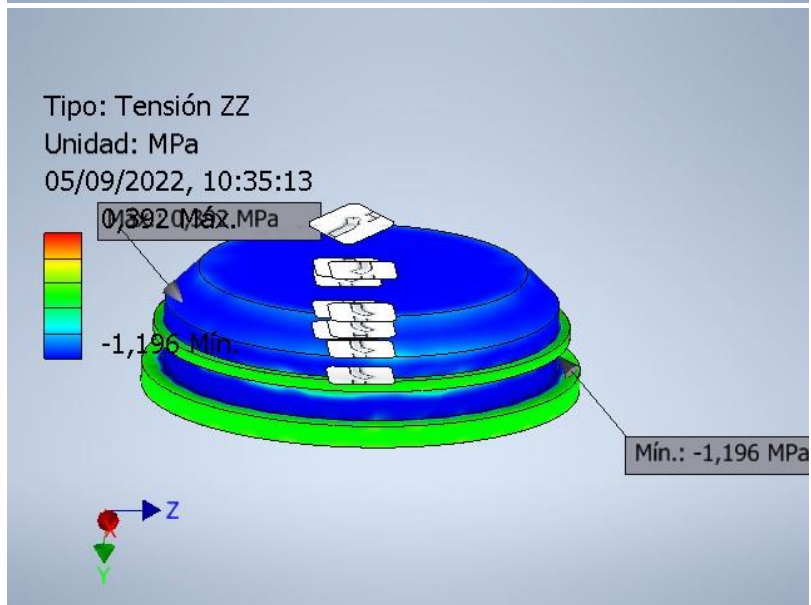
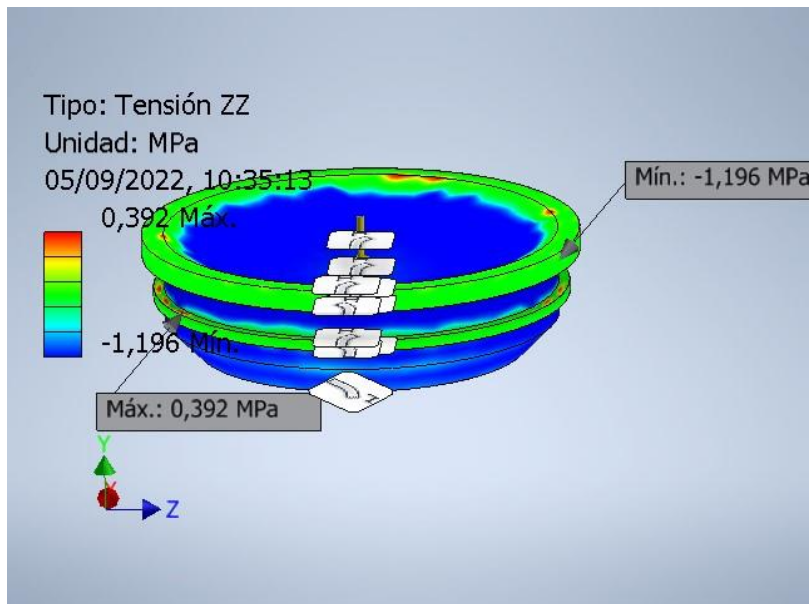
Tensión YY



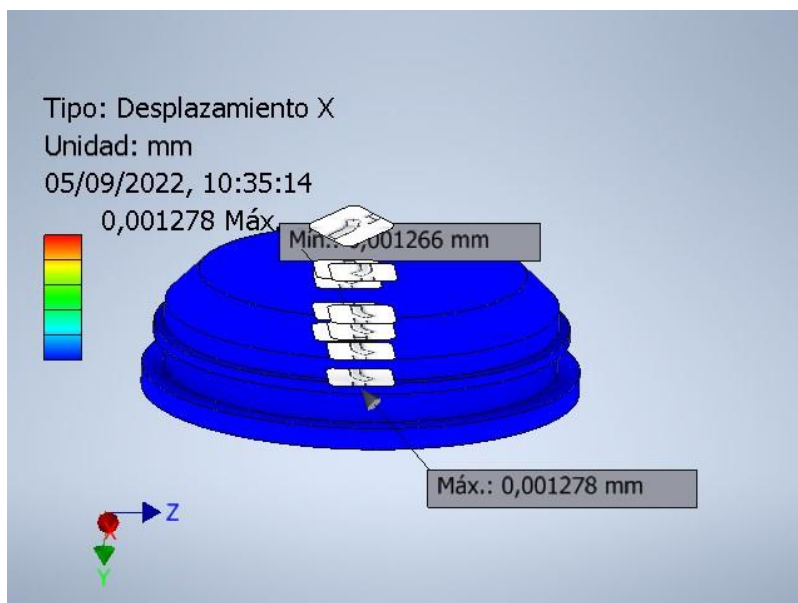
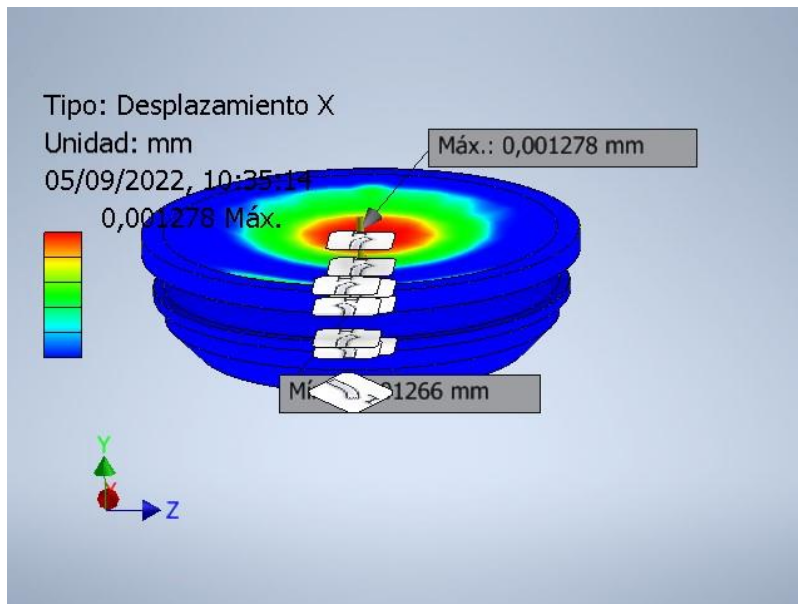
Tensión YZ



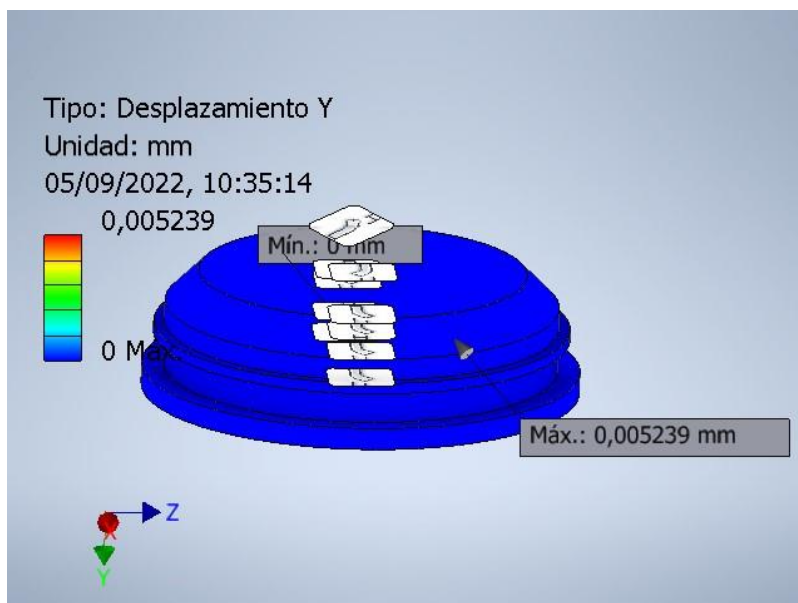
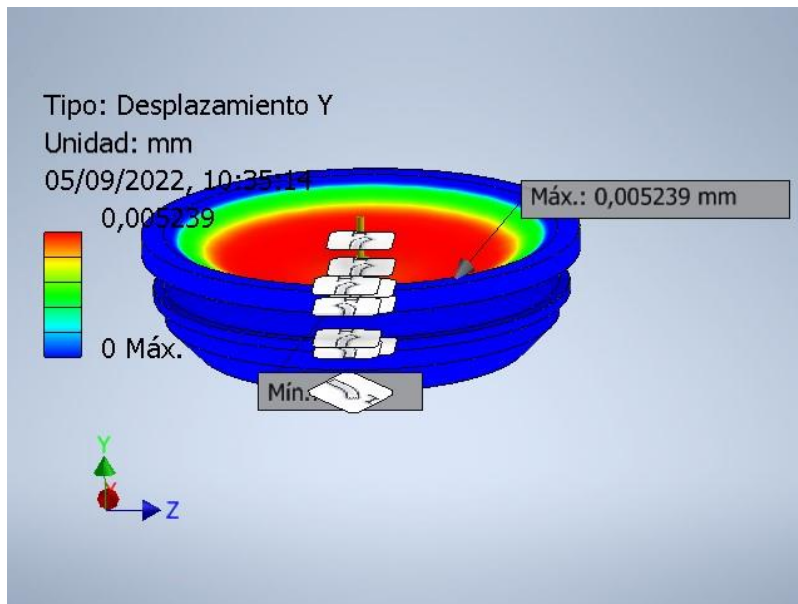
Tension ZZ



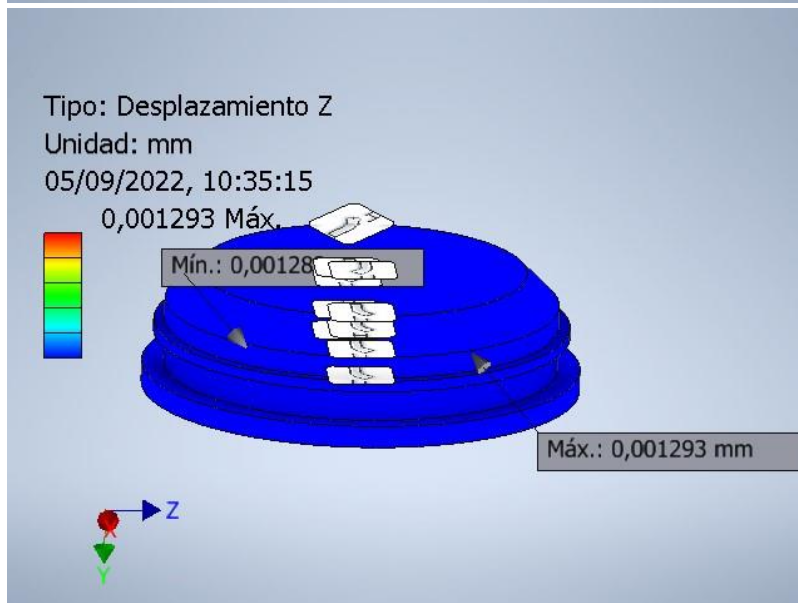
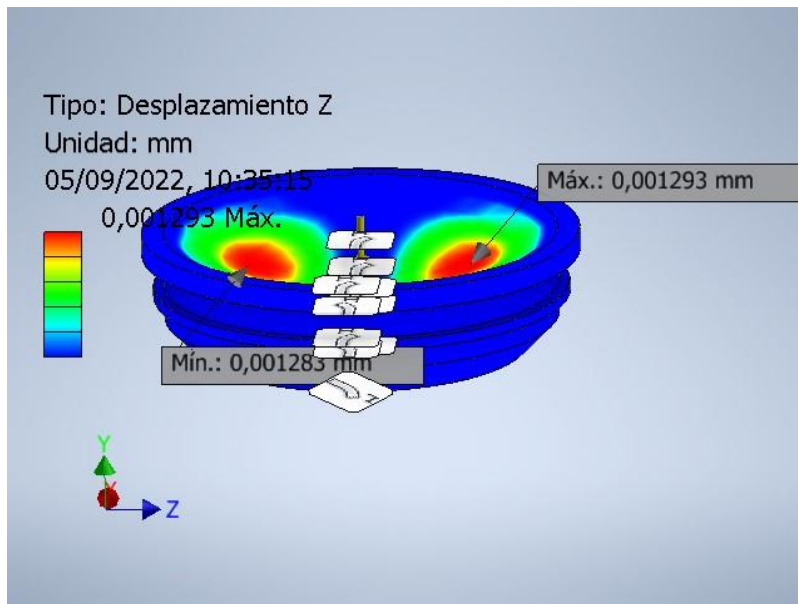
Desplazamiento X



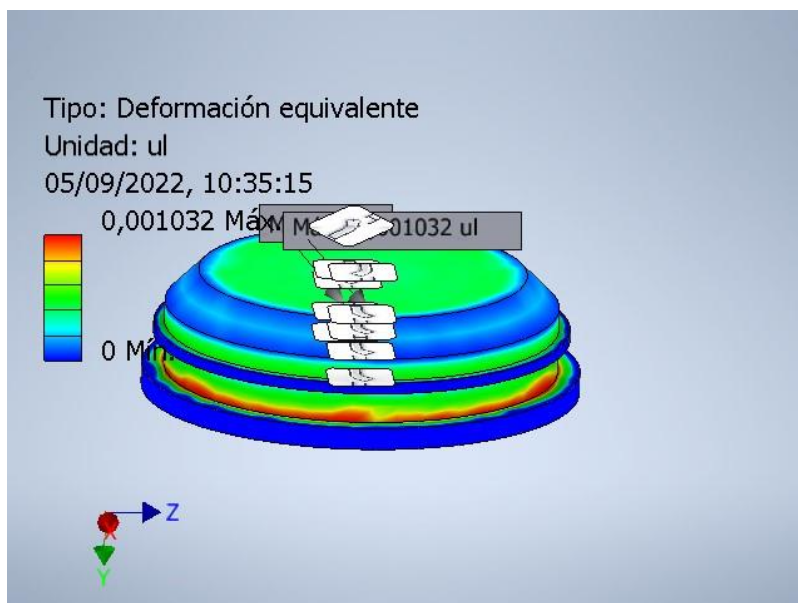
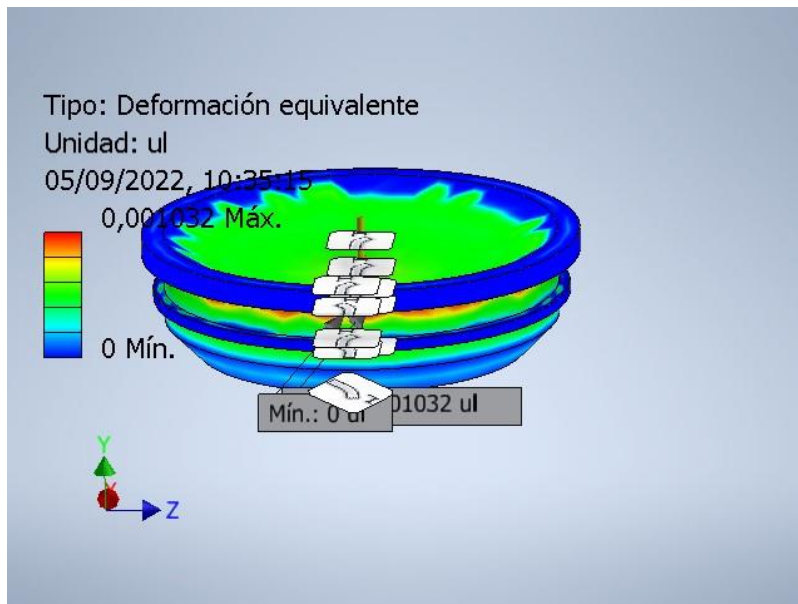
Desplazamiento Y



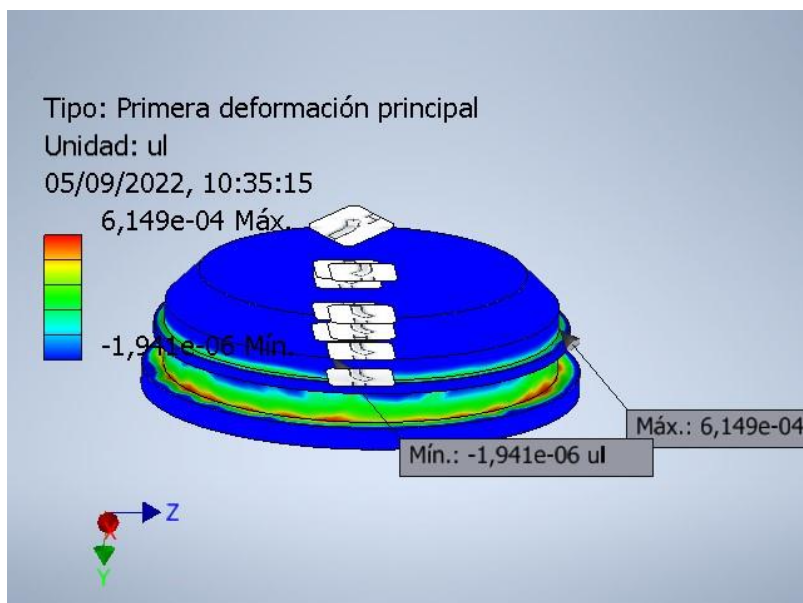
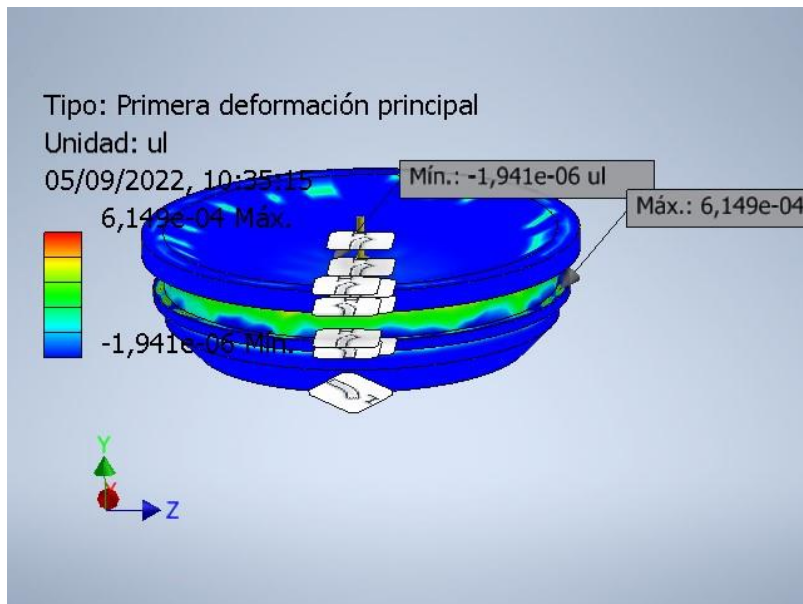
Desplazamiento Z



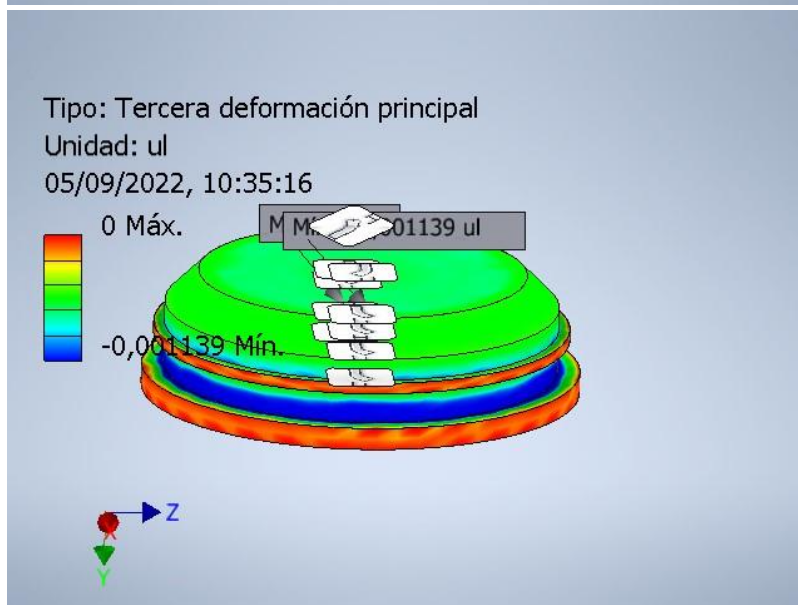
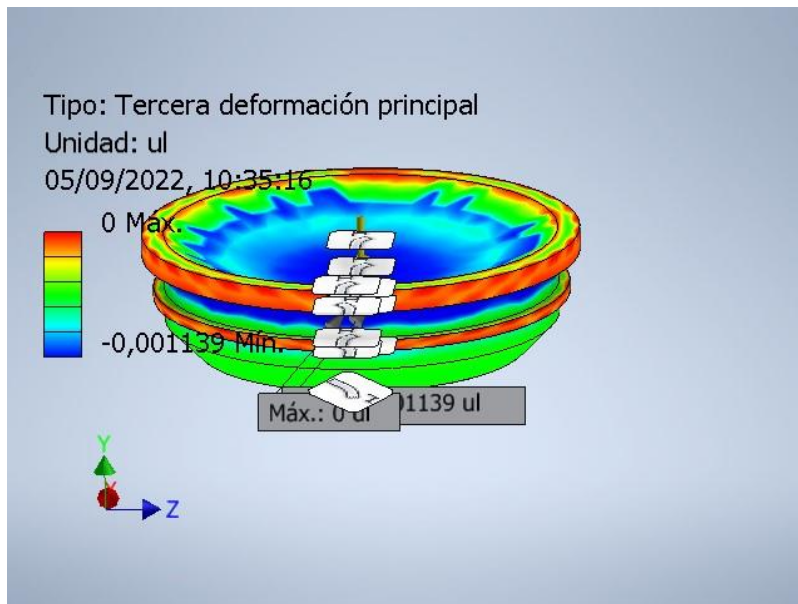
Deformación equivalente



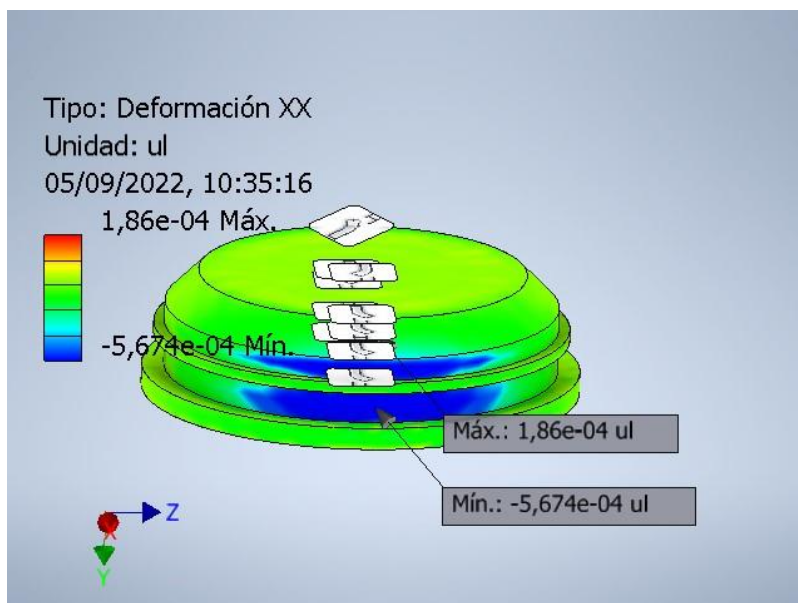
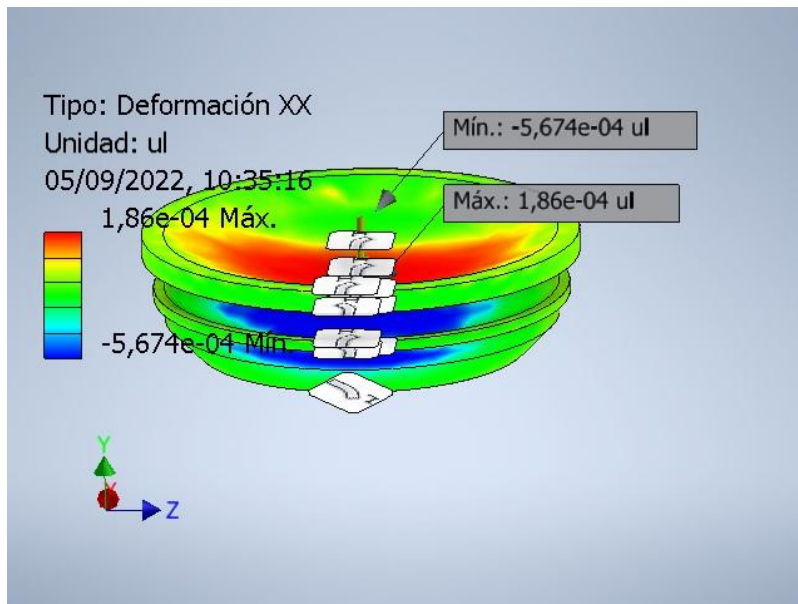
Primera deformación principal



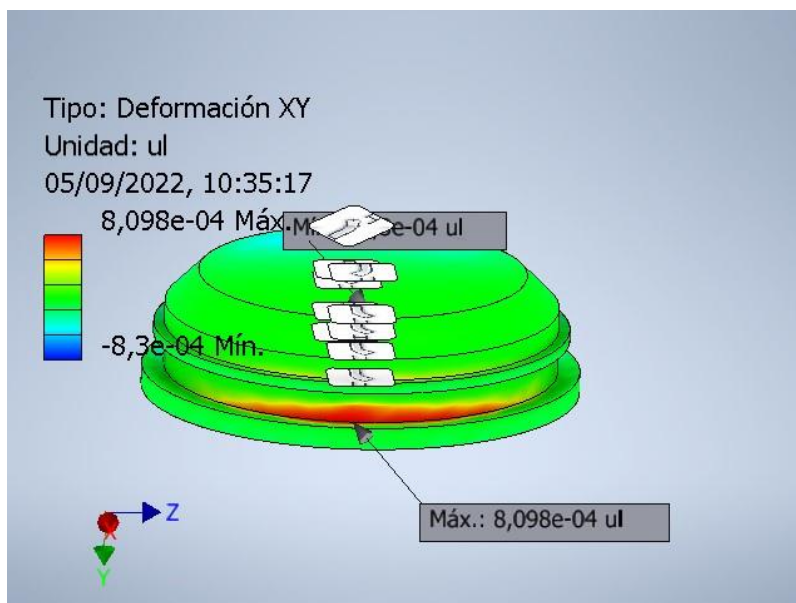
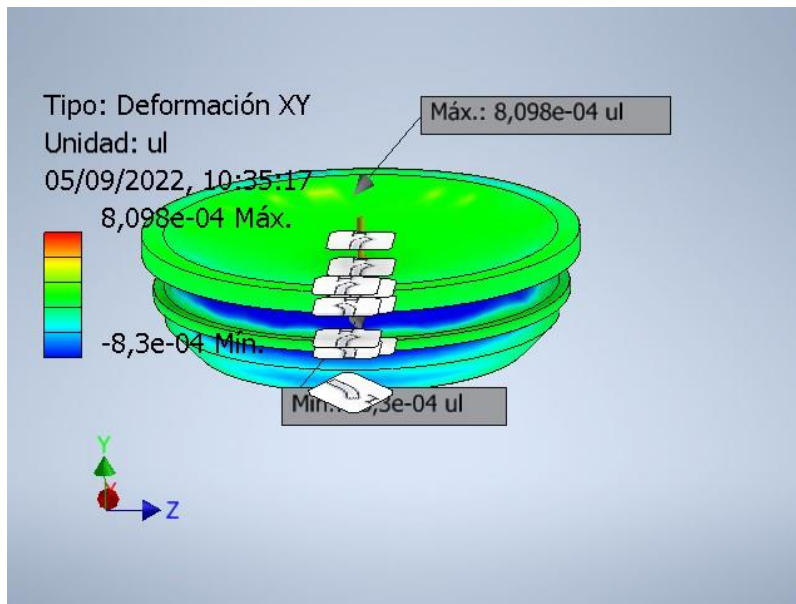
Tercera deformación principal



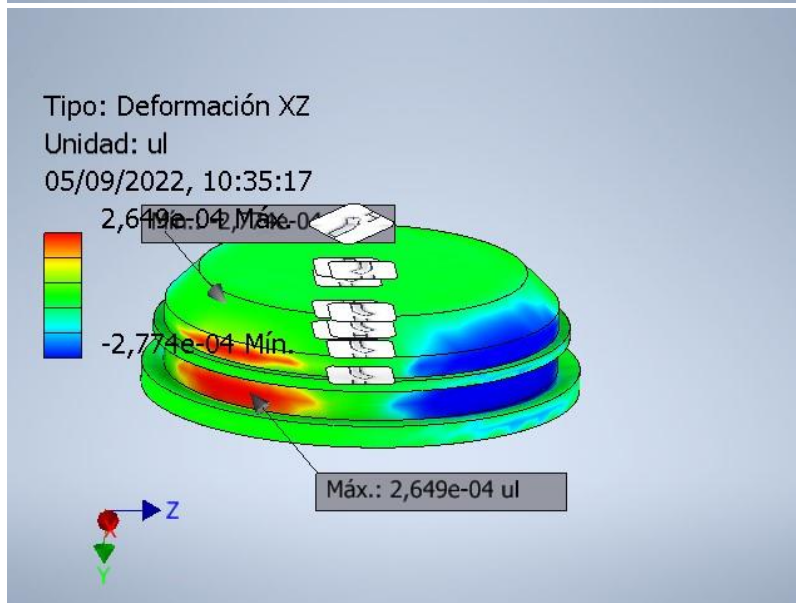
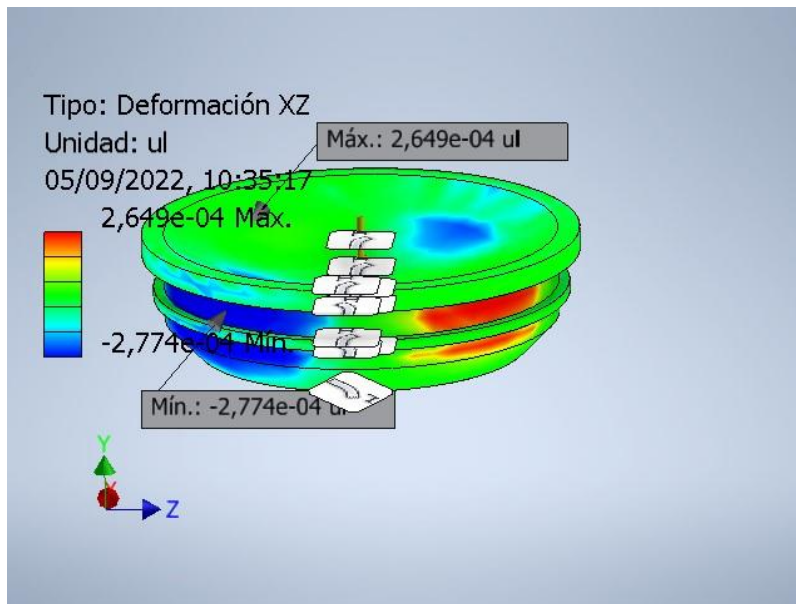
Deformación XX



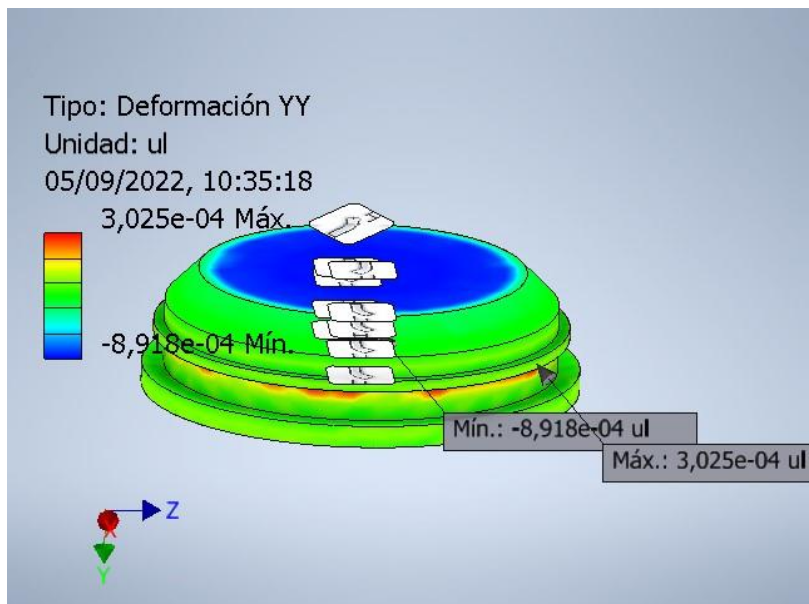
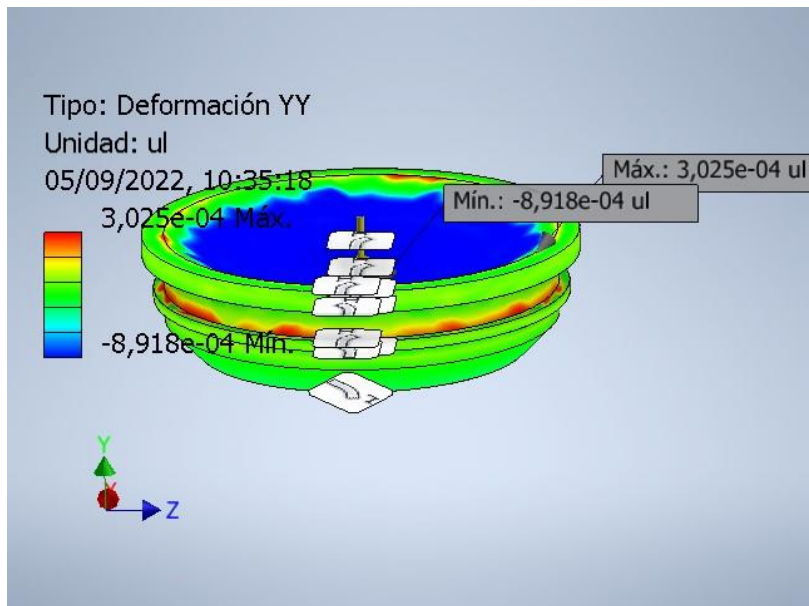
Deformacion XY



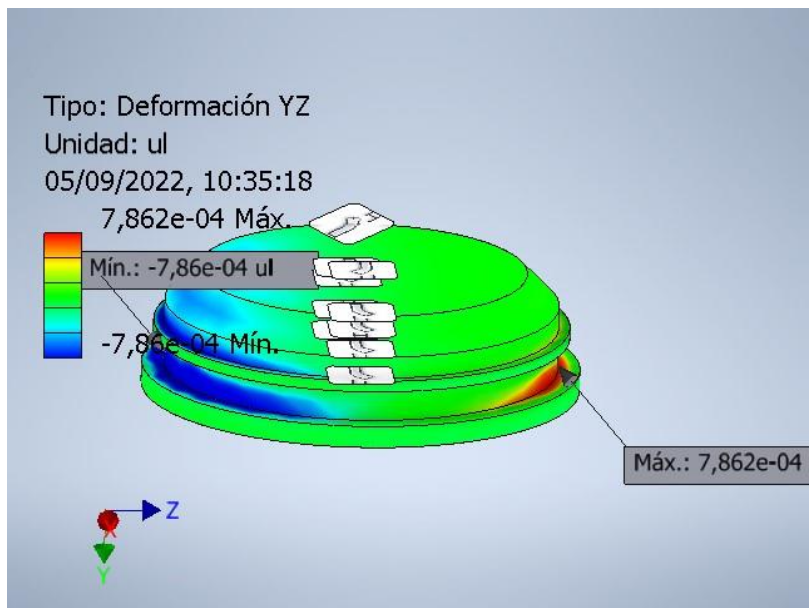
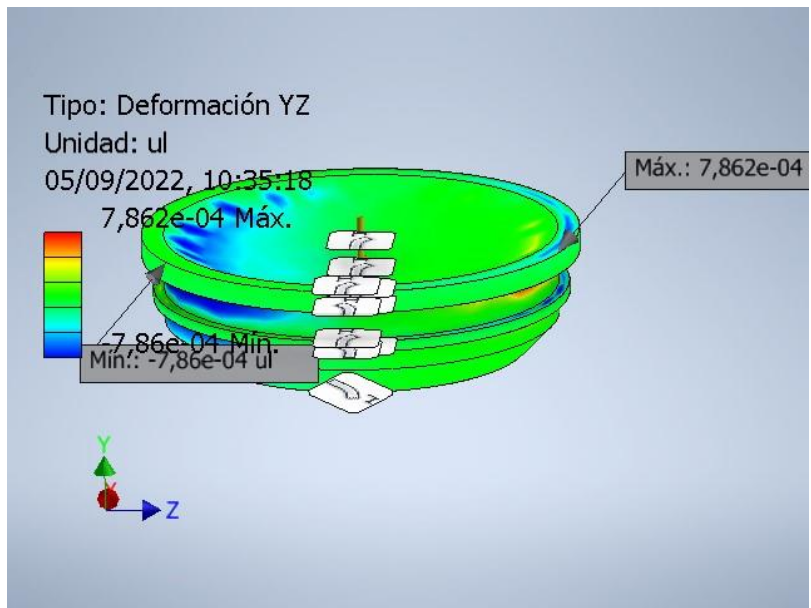
Deformación XZ



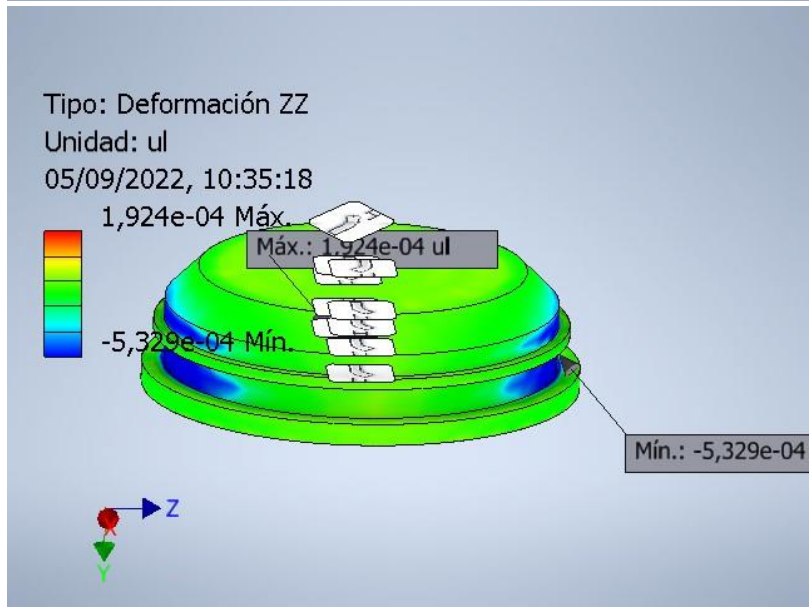
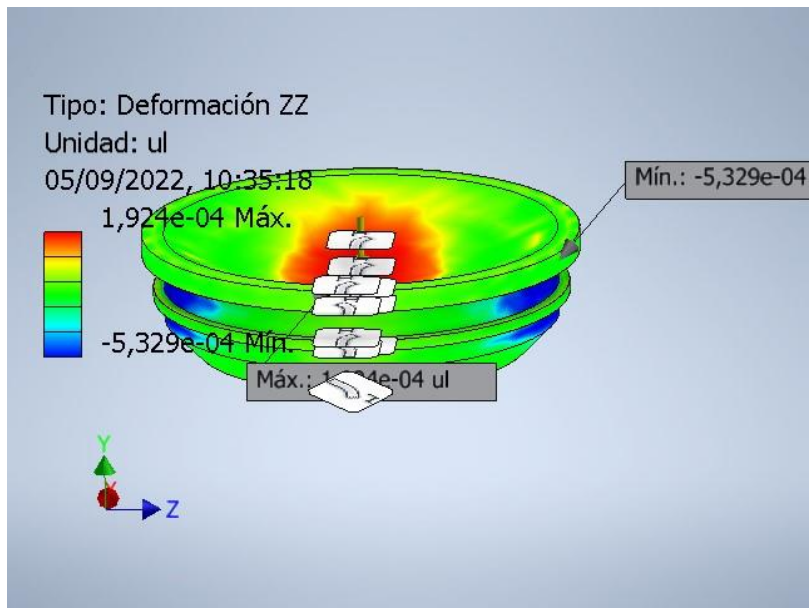
Deformación YY



Deformación YZ



Deformación ZZ



9 Bibliografía

- [1] C. Nérot and X. Ohl, “Prótesis total de hombro primaria, anatómica e invertida, a excepción de los casos traumáticos: técnica quirúrgica,” *EMC - Técnicas Quirúrgicas - Ortop. y Traumatol.*, vol. 7, no. 1, pp. 1–19, 2015, doi: 10.1016/s2211-033x(15)70122-2.
- [2] F. Vogl, S. Greger, P. Favre, W. R. Taylor, and P. Thistlethwaite, “Differentiation between mechanically loose and fixed press-fit implants using quantitative acoustics and load self-referencing: A phantom study on shoulder prostheses in polyurethane foam,” *PLoS One*, vol. 15, no. 5, pp. 1–16, 2020, doi: 10.1371/journal.pone.0233548.
- [3] JK Webdesign, www.jk.nl, info@jk.nl, +31 6 51275738, “Qué es la Osteointegración :: Amputee Osseointegration Foundation Europe.” 2022, [Online]. Available: <https://www.osseointegration.eu/es/que-es-la-osteointegracion>.
- [4] F. Handelberg and C. Maynou, “Revisión de prótesis de hombro,” *EMC - Técnicas Quirúrgicas - Ortop. y Traumatol.*, vol. 1, no. 1, pp. 1–10, 2009, doi: [https://doi.org/10.1016/S2211-033X\(09\)71628-7](https://doi.org/10.1016/S2211-033X(09)71628-7).
- [5] P. F. Sharkey, P. M. Lichstein, C. Shen, A. T. Tokarski, and J. Parvizi, “Why are total knee arthroplasties failing today--has anything changed after 10 years?,” *J. Arthroplasty*, vol. 29, no. 9, pp. 1774–1778, Sep. 2014, doi: 10.1016/j.arth.2013.07.024.
- [6] S. E. Graves *et al.*, “The Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry.,” *Med. J. Aust.*, vol. 180, no. S5, pp. S31-4, Mar. 2004, doi: 10.5694/j.1326-5377.2004.tb05911.x.
- [7] Y. Zhang, A. W. Putnam, A. D. Heiner, J. J. Callaghan, and T. D. Brown, “Reliability of detecting prosthesis/cement interface radiolucencies in total hip arthroplasty.,” *J. Orthop. Res. Off. Publ. Orthop. Res. Soc.*, vol. 20, no. 4, pp. 683–687, Jul. 2002, doi: 10.1016/S0736-0266(02)00005-0.
- [8] K.-S. Delank, M. Schmidt, J. W.-P. Michael, M. Dietlein, H. Schicha, and P. Eysel, “The implications of 18F-FDG PET for the diagnosis of endoprosthetic loosening and infection in hip and knee arthroplasty: results from a prospective, blinded study.,” *BMC Musculoskelet. Disord.*, vol. 7, p. 20, Mar. 2006, doi: 10.1186/1471-2474-7-20.
- [9] F. Vogl, S. Greger, P. Favre, W. R. Taylor, and P. Thistlethwaite, “Differentiation between mechanically loose and fixed press-fit implants using quantitative acoustics and load self-referencing: A phantom study on shoulder prostheses in polyurethane foam.,” *PLoS One*, vol. 15, no. 5, p. e0233548, 2020, doi: 10.1371/journal.pone.0233548.
- [10] J. S. Rieger, S. Jaeger, C. Schuld, J. P. Kretzer, and R. G. Bitsch, “A vibrational technique for diagnosing loosened total hip endoprostheses: an experimental sawbone study.,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 35, no. 3, pp. 329–337, Mar. 2013, doi: 10.1016/j.medengphy.2012.05.007.
- [11] P. L. Li, N. B. Jones, and P. J. Gregg, “Vibration analysis in the detection of total hip prosthetic loosening.,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 18, no. 7, pp. 596–600, Oct. 1996, doi: 10.1016/1350-4533(96)00004-5.

- [12] A. Arami, J.-R. Delaloye, H. Rouhani, B. M. Jolles, and K. Aminian, “Knee Implant Loosening Detection: A Vibration Analysis Investigation.,” *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 46, no. 1, pp. 97–107, Jan. 2018, doi: 10.1007/s10439-017-1941-2.
- [13] L. C. Pastrav, S. V. Jaecques, I. Jonkers, G. Van der Perre, and M. Mulier, “In vivo evaluation of a vibration analysis technique for the per-operative monitoring of the fixation of hip prostheses.,” *J. Orthop. Surg. Res.*, vol. 4, p. 10, Apr. 2009, doi: 10.1186/1749-799X-4-10.
- [14] A. P. Georgiou and J. L. Cunningham, “Accurate diagnosis of hip prosthesis loosening using a vibrational technique.,” *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, vol. 16, no. 4, pp. 315–323, May 2001, doi: 10.1016/s0268-0033(01)00002-x.
- [15] S. S. S. Eduard Vilar Orellana, *Fisioterapia del aparato locomotor*. España: McGraw-Hill Interamericana de España, 2005.
- [16] T. L. M. Kapandji AI, *Fisiología articular: esquemas comentados de mecánica humana.*, Médica Pan. Madrid, 1999.
- [17] H. ELLIS, “Surface Anatomy. The Anatomical Basis of Clinical Examination, 2nd edn.,” *Journal of Anatomy*, vol. 190, no. Pt 2. p. 317, Feb. 1997, doi: 10.1046/j.1469-7580.1997.190203172.x.
- [18] N. S. Sanabria and A. M. O. Patiño, “Biomecánica del hombro y bases fisiológicas de los ejercicios de Codman,” *CES Med.*, vol. 27, no. 2, pp. 205–218, 2013.
- [19] M. Gravis, “Anatomy of the shoulder,” pp. 237–241, 2010, [Online]. Available: <https://twnlivestorage1.blob.core.windows.net/twn-media-public/VMPRG55716A/AnatomyoftheShoulder SPANISH 01Sep15.pdf>.
- [20] S. S. Sajko, “Gray’s Anatomy for Student’s.,” *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*, vol. 50, no. 4. p. 290, Dec. 2006.
- [21] D. P. Francisco R, Fernando R, “Diagnóstico y tratamiento en la patología del Suárez Sanabria N, Osorio Patiño AM. 216 Revista CES MEDICINA Volumen 27 No. 2 Julio - Diciembre / 2013 manguito rotador.,” 2011. .
- [22] F. S. Valero-González, “Prótesis reversa de hombre,” *Acta ortopédica Mex.*, vol. 29, no. 1, pp. 52–59, 2015.
- [23] J. L. Visotsky, C. Basamania, L. Seebauer, C. A. Rockwood, and K. L. Jensen, “Cuff tear arthropathy: pathogenesis, classification, and algorithm for treatment.,” *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 86-A Suppl, pp. 35–40, 2004.
- [24] C. S. 2nd Neer, E. V Craig, and H. Fukuda, “Cuff-tear arthropathy.,” *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 65, no. 9, pp. 1232–1244, Dec. 1983.
- [25] E. L. Flatow and A. K. Harrison, “A history of reverse total shoulder arthroplasty.,” *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 469, no. 9, pp. 2432–2439, Sep. 2011, doi: 10.1007/s11999-010-1733-6.
- [26] R. Jazayeri and Y. W. Kwon, “Evolution of the reverse total shoulder prosthesis.,” *Bull. NYU Hosp. Jt. Dis.*, vol. 69, no. 1, pp. 50–55, 2011.

- [27] H. D. Routman, “Indications, technique, and pitfalls of reverse total shoulder arthroplasty for proximal humerus fractures.,” *Bull. Hosp. Jt. Dis.*, vol. 71 Suppl 2, pp. 64–67, 2013.
- [28] P. Boileau, D. J. Watkinson, A. M. Hatzidakis, and F. Balg, “Grammont reverse prosthesis: design, rationale, and biomechanics.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 14, no. 1 Suppl S, pp. 147S–161S, 2005, doi: 10.1016/j.jse.2004.10.006.
- [29] P. M. Grammont and E. Baulot, “Delta shoulder prosthesis for rotator cuff rupture.,” *Orthopedics*, vol. 16, no. 1, pp. 65–68, Jan. 1993, doi: 10.3928/0147-7447-19930101-11.
- [30] L. F. De Wilde, E. A. Audenaert, and B. M. Berghs, “Shoulder prostheses treating cuff tear arthropathy: a comparative biomechanical study.,” *J. Orthop. Res. Off. Publ. Orthop. Res. Soc.*, vol. 22, no. 6, pp. 1222–1230, Nov. 2004, doi: 10.1016/j.orthres.2004.03.010.
- [31] B. Middernacht, P.-J. De Roo, G. Van Maele, and L. F. De Wilde, “Consequences of scapular anatomy for reversed total shoulder arthroplasty.,” *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 466, no. 6, pp. 1410–1418, Jun. 2008, doi: 10.1007/s11999-008-0187-6.
- [32] M. A. Wirth, M.-S. Lim, C. Southworth, R. Loreda, T. K. Kaar, and C. A. J. Rockwood, “Compaction bone-grafting in prosthetic shoulder arthroplasty.,” *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 89, no. 1, pp. 49–57, Jan. 2007, doi: 10.2106/JBJS.E.01069.
- [33] D. Xtend, D. Design, and I. Outcome, “Reverse Shoulder Arthroplasty,” *Orthop. Traumatol.*, vol. 70, no. 1, pp. 80–82, 2021, doi: 10.5035/nishiseisai.70.80.
- [34] N. A. Sharkey and R. A. Marder, “The rotator cuff opposes superior translation of the humeral head.,” *Am. J. Sports Med.*, vol. 23, no. 3, pp. 270–275, 1995, doi: 10.1177/036354659502300303.
- [35] S. B. Lee, K. J. Kim, S. W. O’Driscoll, B. F. Morrey, and K. N. An, “Dynamic glenohumeral stability provided by the rotator cuff muscles in the mid-range and end-range of motion. A study in cadavera.,” *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 82, no. 6, pp. 849–857, Jun. 2000, doi: 10.2106/00004623-200006000-00012.
- [36] G. Bergmann *et al.*, “In vivo gleno-humeral joint loads during forward flexion and abduction.,” *J. Biomech.*, vol. 44, no. 8, pp. 1543–1552, May 2011, doi: 10.1016/j.jbiomech.2011.02.142.
- [37] N. K. Knowles, M. J. Carroll, J. D. Keener, L. M. Ferreira, and G. S. Athwal, “A comparison of normal and osteoarthritic humeral head size and morphology.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 25, no. 3, pp. 502–509, Mar. 2016, doi: 10.1016/j.jse.2015.08.047.
- [38] B. Alolabi *et al.*, “Radiographic assessment of prosthetic humeral head size after anatomic shoulder arthroplasty.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 23, no. 11, pp. 1740–1746, Nov. 2014, doi: 10.1016/j.jse.2014.02.013.
- [39] P. Goetti, P. J. Denard, P. Collin, M. Ibrahim, A. Mazzolari, and A. Lädermann, “Biomechanics of anatomic and reverse shoulder arthroplasty.,” *EFORT open Rev.*, vol. 6, no. 10, pp. 918–931, Oct. 2021, doi: 10.1302/2058-5241.6.210014.

- [40] P. Boileau and G. Walch, “The three-dimensional geometry of the proximal humerus. Implications for surgical technique and prosthetic design.,” *J. Bone Joint Surg. Br.*, vol. 79, no. 5, pp. 857–865, Sep. 1997, doi: 10.1302/0301-620x.79b5.7579.
- [41] B. J. Jun, J. P. Iannotti, M. H. McGarry, J. C. Yoo, R. J. Quigley, and T. Q. Lee, “The effects of prosthetic humeral head shape on glenohumeral joint kinematics: a comparison of non-spherical and spherical prosthetic heads to the native humeral head.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 22, no. 10, pp. 1423–1432, Oct. 2013, doi: 10.1016/j.jse.2013.01.002.
- [42] B. M. Berghs, T. Derveaux, W. Speeckaert, K. Vanslambrouck, and L. F. De Wilde, “Three-dimensional analysis of the orientation and the inclination of the rotator cuff footprint.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 20, no. 4, pp. 637–645, Jun. 2011, doi: 10.1016/j.jse.2010.09.013.
- [43] D. D. Robertson, J. Yuan, L. U. Bigliani, E. L. Flatow, and K. Yamaguchi, “Three-dimensional analysis of the proximal part of the humerus: relevance to arthroplasty.,” *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 82, no. 11, pp. 1594–1602, Nov. 2000, doi: 10.2106/00004623-200011000-00013.
- [44] R. Hertel, U. Knothe, and F. T. Ballmer, “Geometry of the proximal humerus and implications for prosthetic design.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 11, no. 4, pp. 331–338, 2002, doi: 10.1067/mse.2002.124429.
- [45] L. N. Muench *et al.*, “Rotational range of motion of elliptical and spherical heads in shoulder arthroplasty: a dynamic biomechanical evaluation,” *Arch. Orthop. Trauma Surg.*, vol. 142, no. 1, pp. 67–76, 2022, doi: 10.1007/s00402-020-03587-0.
- [46] A. Terrier, S. Ramondetti, F. Merlini, D. D. Pioletti, and A. Farron, “Biomechanical consequences of humeral component malpositioning after anatomical total shoulder arthroplasty.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 19, no. 8, pp. 1184–1190, Dec. 2010, doi: 10.1016/j.jse.2010.06.006.
- [47] A. R. Youderian, E. T. Ricchetti, M. Drews, and J. P. Iannotti, “Determination of humeral head size in anatomic shoulder replacement for glenohumeral osteoarthritis.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 23, no. 7, pp. 955–963, Jul. 2014, doi: 10.1016/j.jse.2013.09.005.
- [48] P. Favre, B. Moor, J. G. Snedeker, and C. Gerber, “Influence of component positioning on impingement in conventional total shoulder arthroplasty.,” *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, vol. 23, no. 2, pp. 175–183, Feb. 2008, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2007.09.009.
- [49] M. T. Vaesel, B. S. Olsen, J. O. Sjøbjerg, P. Helmig, and O. Sneppen, “Humeral head size in shoulder arthroplasty: a kinematic study.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 6, no. 6, pp. 549–555, 1997, doi: 10.1016/s1058-2746(97)90088-4.
- [50] M. L. Pearl and A. G. Volk, “Coronal plane geometry of the proximal humerus relevant to prosthetic arthroplasty.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 5, no. 4, pp. 320–326, 1996, doi: 10.1016/s1058-2746(96)80060-7.

- [51] G. Hammond, J. E. Tibone, M. H. McGarry, B.-J. Jun, and T. Q. Lee, “Biomechanical comparison of anatomic humeral head resurfacing and hemiarthroplasty in functional glenohumeral positions.,” *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 94, no. 1, pp. 68–76, Jan. 2012, doi: 10.2106/JBJS.I.00171.
- [52] J. Jeong, J. Bryan, and J. P. Iannotti, “Effect of a variable prosthetic neck-shaft angle and the surgical technique on replication of normal humeral anatomy.,” *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 91, no. 8, pp. 1932–1941, Aug. 2009, doi: 10.2106/JBJS.H.00729.
- [53] A. J. Doyle and R. T. Burks, “Comparison of humeral head retroversion with the humeral axis/biceps groove relationship: a study in live subjects and cadavers.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 7, no. 5, pp. 453–457, 1998, doi: 10.1016/s1058-2746(98)90193-8.
- [54] C. D. Bryce, A. C. Davison, N. Okita, G. S. Lewis, N. A. Sharkey, and A. D. Armstrong, “A biomechanical study of posterior glenoid bone loss and humeral head translation.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 19, no. 7, pp. 994–1002, Oct. 2010, doi: 10.1016/j.jse.2010.04.010.
- [55] B. H. Moeckel, D. W. Altchek, R. F. Warren, T. L. Wickiewicz, and D. M. Dines, “Instability of the shoulder after arthroplasty.,” *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 75, no. 4, pp. 492–497, Apr. 1993, doi: 10.2106/00004623-199304000-00003.
- [56] J. Ovesen and S. Nielsen, “Prosthesis position in shoulder arthroplasty. A cadaver study of the humeral component.,” *Acta Orthop. Scand.*, vol. 56, no. 4, pp. 330–331, Aug. 1985, doi: 10.3109/17453678508993027.
- [57] M. L. Pearl and A. G. Volk, “Retroversion of the proximal humerus in relationship to prosthetic replacement arthroplasty.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 4, no. 4, pp. 286–289, 1995, doi: 10.1016/s1058-2746(05)80022-9.
- [58] H. C. Hsu, J. J. Wu, T. H. Chen, W. H. Lo, and D. J. Yang, “The influence of abductor lever-arm changes after shoulder arthroplasty.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 2, no. 3, pp. 134–140, May 1993, doi: 10.1016/S1058-2746(09)80049-9.
- [59] A. Bodrogi, G. S. Athwal, L. Howard, T. Zhang, and P. Lapner, “A reliable method of determining glenohumeral offset in anatomic total shoulder arthroplasty.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 28, no. 8, pp. 1609–1616, Aug. 2019, doi: 10.1016/j.jse.2018.12.019.
- [60] J. B. King, J. C. Jones, J. H. Rossmeisl, T. A. Harper, O. I. Lanz, and S. R. Werre, “Effect of multi-planar CT image reformatting on surgeon diagnostic performance for localizing thoracolumbar disc extrusions in dogs,” *J Vet Sci*, vol. 10, no. 3, pp. 225–232, Sep. 2009, [Online]. Available: <https://doi.org/10.4142/jvs.2009.10.3.225>.
- [61] J. D. Keener, P. N. Chalmers, and K. Yamaguchi, “The Humeral Implant in Shoulder Arthroplasty.,” *J. Am. Acad. Orthop. Surg.*, vol. 25, no. 6, pp. 427–438, Jun. 2017, doi: 10.5435/JAAOS-D-15-00682.
- [62] A. Terrier, P. Goetti, F. Becce, and A. Farron, “Reduction of scapulohumeral subluxation with posterior augmented glenoid implants in anatomic total shoulder arthroplasty: Short-term 3D comparison between pre- and post-operative CT,” *Orthop. Traumatol. Surg. Res.*, vol. 106, no. 4, pp. 681–686, 2020, doi: <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2020.03.007>.

- [63] Y. W. Kwon, K. A. Powell, J. K. Yum, J. J. Brems, and J. P. Iannotti, "Use of three-dimensional computed tomography for the analysis of the glenoid anatomy.," *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 14, no. 1, pp. 85–90, 2005, doi: 10.1016/j.jse.2004.04.011.
- [64] J. P. Iannotti, J. P. Gabriel, S. L. Schneck, B. G. Evans, and S. Misra, "The normal glenohumeral relationships. An anatomical study of one hundred and forty shoulders.," *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 74, no. 4, pp. 491–500, Apr. 1992.
- [65] E. J. McPherson, R. J. Friedman, Y. H. An, R. Chokesi, and R. L. Dooley, "Anthropometric study of normal glenohumeral relationships.," *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 6, no. 2, pp. 105–112, 1997, doi: 10.1016/s1058-2746(97)90030-6.
- [66] C. Anglin, U. P. Wyss, and D. R. Pichora, "Shoulder prosthesis subluxation: theory and experiment.," *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 9, no. 2, pp. 104–114, 2000.
- [67] J. L. Franklin, W. P. Barrett, S. E. Jackins, and F. A. 3rd Matsen, "Glenoid loosening in total shoulder arthroplasty. Association with rotator cuff deficiency.," *J. Arthroplasty*, vol. 3, no. 1, pp. 39–46, 1988, doi: 10.1016/s0883-5403(88)80051-2.
- [68] B. Schoch, J. Abboud, S. Namdari, and M. Lazarus, "Glenohumeral Mismatch in Anatomic Total Shoulder Arthroplasty.," *JBJS Rev.*, vol. 5, no. 9, p. e1, Sep. 2017, doi: 10.2106/JBJS.RVW.17.00014.
- [69] F. B. Imhoff *et al.*, "Glenoid retroversion is an important factor for humeral head centration and the biomechanics of posterior shoulder stability," *Knee Surgery, Sport. Traumatol. Arthrosc.*, vol. 27, no. 12, pp. 3952–3961, 2019, doi: 10.1007/s00167-019-05573-5.
- [70] M.-O. Gauci *et al.*, "Three-dimensional geometry of the normal shoulder: a software analysis.," *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 29, no. 12, pp. e468–e477, Dec. 2020, doi: 10.1016/j.jse.2020.03.042.
- [71] L. F. De Wilde, T. Verstraeten, W. Speeckaert, and A. Karelse, "Reliability of the glenoid plane.," *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 19, no. 3, pp. 414–422, Apr. 2010, doi: 10.1016/j.jse.2009.10.005.
- [72] B. K. Moor, S. Bouaicha, D. A. Rothenfluh, A. Sukthankar, and C. Gerber, "Is there an association between the individual anatomy of the scapula and the development of rotator cuff tears or osteoarthritis of the glenohumeral joint?: A radiological study of the critical shoulder angle.," *Bone Joint J.*, vol. 95-B, no. 7, pp. 935–941, Jul. 2013, doi: 10.1302/0301-620X.95B7.31028.
- [73] C. Engelhardt, A. Farron, F. Becce, N. Place, D. P. Pioletti, and A. Terrier, "Effects of glenoid inclination and acromion index on humeral head translation and glenoid articular cartilage strain.," *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 26, no. 1, pp. 157–164, Jan. 2017, doi: 10.1016/j.jse.2016.05.031.
- [74] A. F. Viehöfer, J. G. Snedeker, D. Baumgartner, and C. Gerber, "Glenohumeral joint reaction forces increase with critical shoulder angles representative of osteoarthritis-A biomechanical analysis.," *J. Orthop. Res. Off. Publ. Orthop. Res. Soc.*, vol. 34, no. 6, pp. 1047–1052, Jun. 2016, doi: 10.1002/jor.23122.

- [75] C. Gerber, J. G. Snedeker, D. Baumgartner, and A. F. Viehöfer, “Supraspinatus tendon load during abduction is dependent on the size of the critical shoulder angle: A biomechanical analysis.,” *J. Orthop. Res. Off. Publ. Orthop. Res. Soc.*, vol. 32, no. 7, pp. 952–957, Jul. 2014, doi: 10.1002/jor.22621.
- [76] J. P. Watling, J. E. Sanchez, S. P. Heilbroner, W. N. Levine, L. U. Bigliani, and C. M. Jobin, “Glenoid component loosening associated with increased critical shoulder angle at midterm follow-up.,” *J. Shoulder Elb. Surg.*, vol. 27, no. 3, pp. 449–454, Mar. 2018, doi: 10.1016/j.jse.2017.10.002.
- [77] G. Walch, R. Badet, A. Boulahia, and A. Khoury, “Morphologic study of the glenoid in primary glenohumeral osteoarthritis.,” *J. Arthroplasty*, vol. 14, no. 6, pp. 756–760, Sep. 1999, doi: 10.1016/s0883-5403(99)90232-2.
- [78] M. J. Bercik, K. 2nd Kruse, M. Yalozis, M.-O. Gauci, J. Chaoui, and G. Walch, “A modification to the Walch classification of the glenoid in primary glenohumeral osteoarthritis using three-dimensional imaging.,” *J. Shoulder Elb. Surg.*, vol. 25, no. 10, pp. 1601–1606, Oct. 2016, doi: 10.1016/j.jse.2016.03.010.
- [79] K. E. Walker, X. C. Simcock, B. J. Jun, J. P. Iannotti, and E. T. Ricchetti, “Progression of Glenoid Morphology in Glenohumeral Osteoarthritis.,” *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 100, no. 1, pp. 49–56, Jan. 2018, doi: 10.2106/JBJS.17.00064.
- [80] J. P. Iannotti, B.-J. Jun, T. E. Patterson, and E. T. Ricchetti, “Quantitative Measurement of Osseous Pathology in Advanced Glenohumeral Osteoarthritis.,” *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 99, no. 17, pp. 1460–1468, Sep. 2017, doi: 10.2106/JBJS.16.00869.
- [81] G. Walch, C. Ascani, A. Boulahia, L. Nové-Josserand, and T. B. Edwards, “Static posterior subluxation of the humeral head: an unrecognized entity responsible for glenohumeral osteoarthritis in the young adult.,” *J. Shoulder Elb. Surg.*, vol. 11, no. 4, pp. 309–314, 2002, doi: 10.1067/mse.2002.124547.
- [82] G. Walch, C. Moraga, A. Young, and J. Castellanos-Rosas, “Results of anatomic nonconstrained prosthesis in primary osteoarthritis with biconcave glenoid.,” *J. Shoulder Elb. Surg.*, vol. 21, no. 11, pp. 1526–1533, Nov. 2012, doi: 10.1016/j.jse.2011.11.030.
- [83] V. J. Sabesan, M. Callanan, A. Youderian, and J. P. Iannotti, “3D CT assessment of the relationship between humeral head alignment and glenoid retroversion in glenohumeral osteoarthritis.,” *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 96, no. 8, p. e64, Apr. 2014, doi: 10.2106/JBJS.L.00856.
- [84] M. Jacxsens, A. Van Tongel, H. B. Henninger, B. De Coninck, A. M. Mueller, and L. De Wilde, “A three-dimensional comparative study on the scapulohumeral relationship in normal and osteoarthritic shoulders.,” *J. Shoulder Elb. Surg.*, vol. 25, no. 10, pp. 1607–1615, Oct. 2016, doi: 10.1016/j.jse.2016.02.035.
- [85] S. Beeler, A. Hasler, T. Götschi, D. C. Meyer, and C. Gerber, “Different acromial roof morphology in concentric and eccentric osteoarthritis of the shoulder: a multiplane reconstruction analysis of 105 shoulder computed tomography scans.,” *J. Shoulder Elb. Surg.*, vol. 27, no. 12, pp. e357–e366, Dec. 2018, doi: 10.1016/j.jse.2018.05.019.

- [86] D. C. Meyer, S. Riedo, F. Eckers, G. Carpeggiani, T. Jentzsch, and C. Gerber, “Small anteroposterior inclination of the acromion is a predictor for posterior glenohumeral erosion (B2 or C).,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 28, no. 1, pp. 22–27, Jan. 2019, doi: 10.1016/j.jse.2018.05.041.
- [87] P. Goetti, P. J. Denard, P. Collin, M. Ibrahim, P. Hoffmeyer, and A. Lädermann, “Shoulder biomechanics in normal and selected pathological conditions.,” *EFORT open Rev.*, vol. 5, no. 8, pp. 508–518, Aug. 2020, doi: 10.1302/2058-5241.5.200006.
- [88] Clinica Universidad de Navarra, “Diccionario médico.” <https://www.cun.es/diccionario-medico>.
- [89] M. Walker, J. Brooks, M. Willis, and M. Frankle, “How reverse shoulder arthroplasty works.,” *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 469, no. 9, pp. 2440–2451, Sep. 2011, doi: 10.1007/s11999-011-1892-0.
- [90] A. Terrier, X. Larrea, V. Malfroy Camine, D. P. Pioletti, and A. Farron, “Importance of the subscapularis muscle after total shoulder arthroplasty.,” *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, vol. 28, no. 2, pp. 146–150, Feb. 2013, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2012.11.010.
- [91] G. S. Lewis, W. K. Conaway, H. Wee, and H. M. Kim, “Effects of anterior offsetting of humeral head component in posteriorly unstable total shoulder arthroplasty: Finite element modeling of cadaver specimens.,” *J. Biomech.*, vol. 53, pp. 78–83, Feb. 2017, doi: 10.1016/j.jbiomech.2017.01.010.
- [92] H.-M. M. Kim *et al.*, “Biomechanical benefits of anterior offsetting of humeral head component in posteriorly unstable total shoulder arthroplasty: A cadaveric study.,” *J. Orthop. Res. Off. Publ. Orthop. Res. Soc.*, vol. 34, no. 4, pp. 666–674, Apr. 2016, doi: 10.1002/jor.23048.
- [93] P. J. Denard, M. P. Noyes, and A. Lädermann, “A Tensionable Method for Subscapularis Repair after Shoulder Arthroplasty.,” *JSES open access*, vol. 2, no. 4, pp. 205–210, Dec. 2018, doi: 10.1016/j.jses.2018.08.003.
- [94] M. S. Virk *et al.*, “Biomechanical comparison of subscapularis peel and lesser tuberosity osteotomy for double-row subscapularis repair technique in a cadaveric arthroplasty model,” *J. Orthop. Surg. Res.*, vol. 14, no. 1, p. 391, 2019, doi: 10.1186/s13018-019-1372-x.
- [95] G. S. Van Thiel *et al.*, “Biomechanical similarities among subscapularis repairs after shoulder arthroplasty.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 19, no. 5, pp. 657–663, Jul. 2010, doi: 10.1016/j.jse.2010.01.014.
- [96] P. L. C. Lapner, E. Sabri, K. Rakhra, K. Bell, and G. S. Athwal, “Healing rates and subscapularis fatty infiltration after lesser tuberosity osteotomy versus subscapularis peel for exposure during shoulder arthroplasty.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 22, no. 3, pp. 396–402, Mar. 2013, doi: 10.1016/j.jse.2012.05.031.
- [97] W. S. Choate, A. Kwapisz, A. M. Momaya, R. J. Hawkins, and J. M. Tokish, “Outcomes for subscapularis management techniques in shoulder arthroplasty: a systematic review.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 27, no. 2, pp. 363–370, Feb. 2018, doi: 10.1016/j.jse.2017.08.003.

- [98] L. F. De Wilde, T. De Coninck, F. De Neve, and B. M. Berghs, “Subscapularis release in shoulder replacement determines structural muscular changes.,” *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 470, no. 8, pp. 2193–2201, Aug. 2012, doi: 10.1007/s11999-012-2291-x.
- [99] B. S. Miller, T. A. Joseph, T. J. Noonan, M. P. Horan, and R. J. Hawkins, “Rupture of the subscapularis tendon after shoulder arthroplasty: diagnosis, treatment, and outcome.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 14, no. 5, pp. 492–496, 2005, doi: 10.1016/j.jse.2005.02.013.
- [100] L. L. Shi, J. J. Jiang, E. T. Ek, and L. D. Higgins, “Failure of the lesser tuberosity osteotomy after total shoulder arthroplasty.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 24, no. 2, pp. 203–209, Feb. 2015, doi: 10.1016/j.jse.2014.05.006.
- [101] J.-D. Werthel *et al.*, “Biomechanical effectiveness of tendon transfers to restore active internal rotation in shoulder with deficient subscapularis with and without reverse shoulder arthroplasty.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 30, no. 5, pp. 1196–1206, May 2021, doi: 10.1016/j.jse.2020.08.026.
- [102] R. W. Nyffeler, R. Sheikh, T. S. Atkinson, H. A. C. Jacob, P. Favre, and C. Gerber, “Effects of glenoid component version on humeral head displacement and joint reaction forces: an experimental study.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 15, no. 5, pp. 625–629, 2006, doi: 10.1016/j.jse.2005.09.016.
- [103] T. A. Shapiro, M. H. McGarry, R. Gupta, Y. S. Lee, and T. Q. Lee, “Biomechanical effects of glenoid retroversion in total shoulder arthroplasty.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 16, no. 3 Suppl, pp. S90-5, 2007, doi: 10.1016/j.jse.2006.07.010.
- [104] A. Farron, A. Terrier, and P. Büchler, “Risks of loosening of a prosthetic glenoid implanted in retroversion.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 15, no. 4, pp. 521–526, 2006, doi: 10.1016/j.jse.2005.10.003.
- [105] D. Abler, S. Berger, A. Terrier, F. Becce, A. Farron, and P. Büchler, “A statistical shape model to predict the premorbid glenoid cavity.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 27, no. 10, pp. 1800–1808, Oct. 2018, doi: 10.1016/j.jse.2018.04.023.
- [106] K. Plessers *et al.*, “Virtual reconstruction of glenoid bone defects using a statistical shape model.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 27, no. 1, pp. 160–166, Jan. 2018, doi: 10.1016/j.jse.2017.07.026.
- [107] M. Ghorraishian, J. A. Abboud, A. A. Romeo, G. R. Williams, and S. Namdari, “Augmented glenoid implants in anatomic total shoulder arthroplasty: review of available implants and current literature.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 28, no. 2, pp. 387–395, Feb. 2019, doi: 10.1016/j.jse.2018.08.017.
- [108] P. Clavert, P. J. Millett, and J. J. P. Warner, “Glenoid resurfacing: what are the limits to asymmetric reaming for posterior erosion?,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 16, no. 6, pp. 843–848, 2007, doi: 10.1016/j.jse.2007.03.015.
- [109] J. C. Ho *et al.*, “Clinical and Radiographic Outcomes of a Posteriorly Augmented Glenoid Component in Anatomic Total Shoulder Arthroplasty for Primary Osteoarthritis with Posterior Glenoid Bone Loss.,” *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 100, no. 22, pp. 1934–1948, Nov. 2018, doi: 10.2106/JBJS.17.01282.

- [110] A. Karelse, A. Van Tongel, T. Verstraeten, D. Poncet, and L. F. De Wilde, “Rocking-horse phenomenon of the glenoid component: the importance of inclination.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 24, no. 7, pp. 1142–1148, Jul. 2015, doi: 10.1016/j.jse.2014.12.017.
- [111] S. Braun, S. Schroeder, U. Mueller, R. Sonntag, M. Buelhoff, and J. P. Kretzer, “Influence of joint kinematics on polyethylene wear in anatomic shoulder joint arthroplasty.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 27, no. 9, pp. 1679–1685, Sep. 2018, doi: 10.1016/j.jse.2018.02.063.
- [112] U. Mueller *et al.*, “Influence of humeral head material on wear performance in anatomic shoulder joint arthroplasty.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 26, no. 10, pp. 1756–1764, Oct. 2017, doi: 10.1016/j.jse.2017.05.008.
- [113] S. Junaid *et al.*, “Treatment of the Fixation Surface Improves Glenoid Prosthesis Longevity in vitro.,” *J. Biomech.*, vol. 61, pp. 81–87, Aug. 2017, doi: 10.1016/j.jbiomech.2017.07.008.
- [114] J. R. Gagliano, S. M. Helms, G. P. Colbath, B. T. Przechalski, R. J. Hawkins, and J. D. DesJardins, “A comparison of onlay versus inlay glenoid component loosening in total shoulder arthroplasty.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 26, no. 7, pp. 1113–1120, Jul. 2017, doi: 10.1016/j.jse.2017.01.018.
- [115] A. Castagna and R. Garofalo, “Journey of the glenoid in anatomic total shoulder replacement.,” *Shoulder Elb.*, vol. 11, no. 2, pp. 140–148, Apr. 2019, doi: 10.1177/1758573218790119.
- [116] J. S. Somerson, P. Sander, K. Bohsali, R. Tibbetts, C. A. J. Rockwood, and M. A. Wirth, “What Factors are Associated With Clinically Important Improvement After Shoulder Hemiarthroplasty for Cuff Tear Arthropathy?,” *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 474, no. 12, pp. 2682–2688, Dec. 2016, doi: 10.1007/s11999-016-5037-3.
- [117] G. T. Mahony *et al.*, “Risk factors for failing to achieve improvement after anatomic total shoulder arthroplasty for glenohumeral osteoarthritis.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 27, no. 6, pp. 968–975, Jun. 2018, doi: 10.1016/j.jse.2017.12.018.
- [118] P. Grammont, P. Trouilloud, J. P. Laffay, and X. Deries, “Etude et réalisation d’une nouvelle prothèse d’épaule.,” *Rhumatologie*, vol. 39, pp. 407–418, 1987.
- [119] B. Middernacht, A. Van Tongel, and L. De Wilde, “A Critical Review on Prosthetic Features Available for Reversed Total Shoulder Arthroplasty.,” *Biomed Res. Int.*, vol. 2016, p. 3256931, 2016, doi: 10.1155/2016/3256931.
- [120] A. Kontaxis and G. R. Johnson, “The biomechanics of reverse anatomy shoulder replacement—a modelling study.,” *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, vol. 24, no. 3, pp. 254–260, Mar. 2009, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2008.12.004.
- [121] D. G. Schwartz *et al.*, “The anterior deltoid’s importance in reverse shoulder arthroplasty: a cadaveric biomechanical study.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 22, no. 3, pp. 357–364, Mar. 2013, doi: 10.1016/j.jse.2012.02.002.

- [122] A. Lädermann *et al.*, “Reverse shoulder arthroplasty in patients with pre-operative impairment of the deltoid muscle.,” *Bone Joint J.*, vol. 95-B, no. 8, pp. 1106–1113, Aug. 2013, doi: 10.1302/0301-620X.95B8.31173.
- [123] L. V. Gulotta *et al.*, “Anterior deltoid deficiency in reverse total shoulder replacement: a biomechanical study with cadavers.,” *J. Bone Joint Surg. Br.*, vol. 94, no. 12, pp. 1666–1669, Dec. 2012, doi: 10.1302/0301-620X.94B12.29116.
- [124] D. C. Ackland, M. Richardson, and M. G. Pandey, “Axial rotation moment arms of the shoulder musculature after reverse total shoulder arthroplasty.,” *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 94, no. 20, pp. 1886–1895, Oct. 2012, doi: 10.2106/JBJS.J.01861.
- [125] D. C. Ackland, S. Roshan-Zamir, M. Richardson, and M. G. Pandey, “Moment arms of the shoulder musculature after reverse total shoulder arthroplasty.,” *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 92, no. 5, pp. 1221–1230, May 2010, doi: 10.2106/JBJS.I.00001.
- [126] S. Herrmann, C. König, M. Heller, C. Perka, and S. Greiner, “Reverse shoulder arthroplasty leads to significant biomechanical changes in the remaining rotator cuff.,” *J. Orthop. Surg. Res.*, vol. 6, p. 42, Aug. 2011, doi: 10.1186/1749-799X-6-42.
- [127] R. W. Simovitch, N. Helmy, M. A. Zumstein, and C. Gerber, “Impact of fatty infiltration of the teres minor muscle on the outcome of reverse total shoulder arthroplasty.,” *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 89, no. 5, pp. 934–939, May 2007, doi: 10.2106/JBJS.F.01075.
- [128] L. L. Shi, K. E. Cahill, E. T. Ek, J. D. Tompson, L. D. Higgins, and J. J. P. Warner, “Latissimus Dorsi and Teres Major Transfer With Reverse Shoulder Arthroplasty Restores Active Motion and Reduces Pain for Posterosuperior Cuff Dysfunction.,” *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 473, no. 10, pp. 3212–3217, Oct. 2015, doi: 10.1007/s11999-015-4433-4.
- [129] S. Greiner, C. Schmidt, C. König, C. Perka, and S. Herrmann, “Lateralized reverse shoulder arthroplasty maintains rotational function of the remaining rotator cuff.,” *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 471, no. 3, pp. 940–946, Mar. 2013, doi: 10.1007/s11999-012-2692-x.
- [130] Y. W. Kwon, V. J. Pinto, J. Yoon, M. A. Frankle, P. E. Dunning, and A. Sheikhzadeh, “Kinematic analysis of dynamic shoulder motion in patients with reverse total shoulder arthroplasty.,” *J. Shoulder Elb. Surg.*, vol. 21, no. 9, pp. 1184–1190, Sep. 2012, doi: 10.1016/j.jse.2011.07.031.
- [131] M. Harman, M. Frankle, M. Vasey, and S. Banks, “Initial glenoid component fixation in ‘reverse’ total shoulder arthroplasty: a biomechanical evaluation.,” *J. Shoulder Elb. Surg.*, vol. 14, no. 1 Suppl S, pp. 162S–167S, 2005, doi: 10.1016/j.jse.2004.09.030.
- [132] A. Terrier, A. Reist, F. Merlini, and A. Farron, “Simulated joint and muscle forces in reversed and anatomic shoulder prostheses.,” *J. Bone Joint Surg. Br.*, vol. 90, no. 6, pp. 751–756, Jun. 2008, doi: 10.1302/0301-620X.90B6.19708.
- [133] D. C. Ackland, S. Roshan-Zamir, M. Richardson, and M. G. Pandey, “Muscle and joint-contact loading at the glenohumeral joint after reverse total shoulder arthroplasty.,” *J. Orthop. Res. Off. Publ. Orthop. Res. Soc.*, vol. 29, no. 12, pp. 1850–1858, Dec. 2011, doi: 10.1002/jor.21437.

- [134] C. M. Rugg, M. J. Coughlan, and D. A. Lansdown, “Reverse Total Shoulder Arthroplasty: Biomechanics and Indications.,” *Curr. Rev. Musculoskelet. Med.*, vol. 12, no. 4, pp. 542–553, Dec. 2019, doi: 10.1007/s12178-019-09586-y.
- [135] A. Lädermann *et al.*, “Scapular Notching on Kinematic Simulated Range of Motion After Reverse Shoulder Arthroplasty Is Not the Result of Impingement in Adduction.,” *Medicine (Baltimore)*, vol. 94, no. 38, p. e1615, Sep. 2015, doi: 10.1097/MD.0000000000001615.
- [136] R. W. Simovitch, M. A. Zumstein, E. Lohri, N. Helmy, and C. Gerber, “Predictors of scapular notching in patients managed with the Delta III reverse total shoulder replacement.,” *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 89, no. 3, pp. 588–600, Mar. 2007, doi: 10.2106/JBJS.F.00226.
- [137] R. W. Nyffeler, C. M. L. Werner, and C. Gerber, “Biomechanical relevance of glenoid component positioning in the reverse Delta III total shoulder prosthesis.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 14, no. 5, pp. 524–528, 2005, doi: 10.1016/j.jse.2004.09.010.
- [138] J. Chou, S. F. Malak, I. A. Anderson, T. Astley, and P. C. Poon, “Biomechanical evaluation of different designs of glenospheres in the SMR reverse total shoulder prosthesis: range of motion and risk of scapular notching.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 18, no. 3, pp. 354–359, 2009, doi: 10.1016/j.jse.2009.01.015.
- [139] L. F. de Wilde, D. Poncet, B. Middernacht, and A. Ekelund, “Prosthetic overhang is the most effective way to prevent scapular conflict in a reverse total shoulder prosthesis.,” *Acta Orthop.*, vol. 81, no. 6, pp. 719–726, Dec. 2010, doi: 10.3109/17453674.2010.538354.
- [140] A. Lädermann *et al.*, “Effect of humeral stem and glenosphere designs on range of motion and muscle length in reverse shoulder arthroplasty.,” *Int. Orthop.*, vol. 44, no. 3, pp. 519–530, Mar. 2020, doi: 10.1007/s00264-019-04463-2.
- [141] C. Roche, P.-H. Flurin, T. Wright, L. A. Crosby, M. Mauldin, and J. D. Zuckerman, “An evaluation of the relationships between reverse shoulder design parameters and range of motion, impingement, and stability.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 18, no. 5, pp. 734–741, 2009, doi: 10.1016/j.jse.2008.12.008.
- [142] S. Gutiérrez, C. A. 4th Comiskey, Z.-P. Luo, D. R. Pupello, and M. A. Frankle, “Range of impingement-free abduction and adduction deficit after reverse shoulder arthroplasty. Hierarchy of surgical and implant-design-related factors.,” *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 90, no. 12, pp. 2606–2615, Dec. 2008, doi: 10.2106/JBJS.H.00012.
- [143] A. Lädermann *et al.*, “Effect of humeral stem design on humeral position and range of motion in reverse shoulder arthroplasty.,” *Int. Orthop.*, vol. 39, no. 11, pp. 2205–2213, Nov. 2015, doi: 10.1007/s00264-015-2984-3.
- [144] M. T. Wong, G. D. G. Langohr, G. S. Athwal, and J. A. Johnson, “Implant positioning in reverse shoulder arthroplasty has an impact on acromial stresses.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 25, no. 11, pp. 1889–1895, Nov. 2016, doi: 10.1016/j.jse.2016.04.011.

- [145] G. Haidamous, A. Lädemann, M. A. Frankle, R. A. 2nd Gorman, and P. J. Denard, “The risk of postoperative scapular spine fracture following reverse shoulder arthroplasty is increased with an onlay humeral stem.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 29, no. 12, pp. 2556–2563, Dec. 2020, doi: 10.1016/j.jse.2020.03.036.
- [146] J. L. Berliner, A. Regalado-Magdos, C. B. Ma, and B. T. Feeley, “Biomechanics of reverse total shoulder arthroplasty.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 24, no. 1, pp. 150–160, Jan. 2015, doi: 10.1016/j.jse.2014.08.003.
- [147] A. Lädemann *et al.*, “Glenoid loosening and migration in reverse shoulder arthroplasty.,” *Bone Joint J.*, vol. 101-B, no. 4, pp. 461–469, Apr. 2019, doi: 10.1302/0301-620X.101B4.BJJ-2018-1275.R1.
- [148] J. W. Giles, G. D. G. Langohr, J. A. Johnson, and G. S. Athwal, “Implant Design Variations in Reverse Total Shoulder Arthroplasty Influence the Required Deltoid Force and Resultant Joint Load.,” *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 473, no. 11, pp. 3615–3626, Nov. 2015, doi: 10.1007/s11999-015-4526-0.
- [149] P. Boileau, G. Moineau, Y. Roussanne, and K. O’Shea, “Bony increased-offset reversed shoulder arthroplasty: minimizing scapular impingement while maximizing glenoid fixation.,” *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 469, no. 9, pp. 2558–2567, Sep. 2011, doi: 10.1007/s11999-011-1775-4.
- [150] A. R. Hopkins, U. N. Hansen, A. M. J. Bull, R. Emery, and A. A. Amis, “Fixation of the reversed shoulder prosthesis.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 17, no. 6, pp. 974–980, 2008, doi: 10.1016/j.jse.2008.04.012.
- [151] C. Chebli, P. Huber, J. Watling, A. Bertelsen, R. T. Bicknell, and F. 3rd Matsen, “Factors affecting fixation of the glenoid component of a reverse total shoulder prosthesis.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 17, no. 2, pp. 323–327, 2008, doi: 10.1016/j.jse.2007.07.015.
- [152] J. James *et al.*, “Reverse shoulder arthroplasty glenoid fixation: is there a benefit in using four instead of two screws?,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 22, no. 8, pp. 1030–1036, Aug. 2013, doi: 10.1016/j.jse.2012.11.006.
- [153] N. Bonneville, L. Geais, J. H. Müller, and J. Berhouet, “Effect of RSA glenoid baseplate central fixation on micromotion and bone stress.,” *JSES Int.*, vol. 4, no. 4, pp. 979–986, Dec. 2020, doi: 10.1016/j.jseint.2020.07.004.
- [154] S. Gutiérrez, T. S. Keller, J. C. Levy, W. E. 3rd Lee, and Z.-P. Luo, “Hierarchy of stability factors in reverse shoulder arthroplasty.,” *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 466, no. 3, pp. 670–676, Mar. 2008, doi: 10.1007/s11999-007-0096-0.
- [155] S. Gutiérrez, M. Walker, M. Willis, D. R. Pupello, and M. A. Frankle, “Effects of tilt and glenosphere eccentricity on baseplate/bone interface forces in a computational model, validated by a mechanical model, of reverse shoulder arthroplasty.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 20, no. 5, pp. 732–739, Jul. 2011, doi: 10.1016/j.jse.2010.10.035.
- [156] P. Boileau *et al.*, “The reverse shoulder arthroplasty angle: a new measurement of glenoid inclination for reverse shoulder arthroplasty.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 28, no. 7, pp. 1281–1290, Jul. 2019, doi: 10.1016/j.jse.2018.11.074.

- [157] A. L. Clouthier, M. A. Hetzler, G. Fedorak, J. T. Bryant, K. J. Deluzio, and R. T. Bicknell, “Factors affecting the stability of reverse shoulder arthroplasty: a biomechanical study.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 22, no. 4, pp. 439–444, Apr. 2013, doi: 10.1016/j.jse.2012.05.032.
- [158] J. Chae, M. Siljander, and J. M. Wiater, “Instability in Reverse Total Shoulder Arthroplasty.,” *J. Am. Acad. Orthop. Surg.*, vol. 26, no. 17, pp. 587–596, Sep. 2018, doi: 10.5435/JAAOS-D-16-00408.
- [159] D. C. Ackland *et al.*, “The influence of rotator cuff tears on muscle and joint-contact loading after reverse total shoulder arthroplasty.,” *J. Orthop. Res. Off. Publ. Orthop. Res. Soc.*, vol. 37, no. 1, pp. 211–219, Jan. 2019, doi: 10.1002/jor.24152.
- [160] M.-F. Pastor, M. Kraemer, M. Wellmann, C. Hurschler, and T. Smith, “Anterior stability of the reverse shoulder arthroplasty depending on implant configuration and rotator cuff condition.,” *Arch. Orthop. Trauma Surg.*, vol. 136, no. 11, pp. 1513–1519, Nov. 2016, doi: 10.1007/s00402-016-2560-3.
- [161] G. D. G. Langohr, J. W. Giles, G. S. Athwal, and J. A. Johnson, “The effect of glenosphere diameter in reverse shoulder arthroplasty on muscle force, joint load, and range of motion.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 24, no. 6, pp. 972–979, Jun. 2015, doi: 10.1016/j.jse.2014.10.018.
- [162] S. Gutiérrez, R. M. Greiwe, M. A. Frankle, S. Siegal, and W. E. 3rd Lee, “Biomechanical comparison of component position and hardware failure in the reverse shoulder prosthesis.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 16, no. 3 Suppl, pp. S9–S12, 2007, doi: 10.1016/j.jse.2005.11.008.
- [163] M. Ferle, M.-F. Pastor, J. Hagenah, C. Hurschler, and T. Smith, “Effect of the humeral neck-shaft angle and glenosphere lateralization on stability of reverse shoulder arthroplasty: a cadaveric study.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 28, no. 5, pp. 966–973, May 2019, doi: 10.1016/j.jse.2018.10.025.
- [164] H. B. Henninger, A. Barg, A. E. Anderson, K. N. Bachus, R. T. Burks, and R. Z. Tashjian, “Effect of lateral offset center of rotation in reverse total shoulder arthroplasty: a biomechanical study.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 21, no. 9, pp. 1128–1135, Sep. 2012, doi: 10.1016/j.jse.2011.07.034.
- [165] I. Abdulla, D. G. Langohr, J. W. Giles, J. A. Johnson, and G. S. Athwal, “The effect of humeral polyethylene insert constraint on reverse shoulder arthroplasty biomechanics.,” *Shoulder Elb.*, vol. 10, no. 1, pp. 25–31, Jan. 2018, doi: 10.1177/1758573217701065.
- [166] A. Lädermann, M. D. Williams, B. Melis, P. Hoffmeyer, and G. Walch, “Objective evaluation of lengthening in reverse shoulder arthroplasty.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 18, no. 4, pp. 588–595, 2009, doi: 10.1016/j.jse.2009.03.012.
- [167] A. Lädermann *et al.*, “Influence of arm lengthening in reverse shoulder arthroplasty.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 21, no. 3, pp. 336–341, Mar. 2012, doi: 10.1016/j.jse.2011.04.020.

- [168] G. S. Athwal, J. C. MacDermid, K. M. Reddy, J. P. Marsh, K. J. Faber, and D. Drosdowech, “Does bony increased-offset reverse shoulder arthroplasty decrease scapular notching?,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 24, no. 3, pp. 468–473, Mar. 2015, doi: 10.1016/j.jse.2014.08.015.
- [169] R. Z. Tashjian, R. T. Burks, Y. Zhang, and H. B. Henninger, “Reverse total shoulder arthroplasty: a biomechanical evaluation of humeral and glenosphere hardware configuration.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 24, no. 3, pp. e68-77, Mar. 2015, doi: 10.1016/j.jse.2014.08.017.
- [170] W. Liou, Y. Yang, G. R. Petersen-Fitts, D. J. Lombardo, S. Stine, and V. J. Sabesan, “Effect of lateralized design on muscle and joint reaction forces for reverse shoulder arthroplasty.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 26, no. 4, pp. 564–572, Apr. 2017, doi: 10.1016/j.jse.2016.09.045.
- [171] M. A. Hamilton *et al.*, “Effect of reverse shoulder design philosophy on muscle moment arms.,” *J. Orthop. Res. Off. Publ. Orthop. Res. Soc.*, vol. 33, no. 4, pp. 605–613, Apr. 2015, doi: 10.1002/jor.22803.
- [172] A. D. E. Experiencia, C. O. N. La, I. D. E. Hombro, and D. Xtend, “+8 +6 +4 +2.”
- [173] C. M. Fortun, J. J. Streit, S. A. Horton, S. J. Muh, R. J. Gillespie, and R. Gobezie, “Scapular neck length and implications for reverse total shoulder arthroplasty: An anatomic study of 442 cadaveric specimens.,” *Int. J. Shoulder Surg.*, vol. 9, no. 2, pp. 38–42, 2015, doi: 10.4103/0973-6042.154754.
- [174] S.-J. Kim, S.-W. Jang, K.-H. Jung, Y. S. Kim, S.-J. Lee, and Y.-S. Yoo, “Analysis of impingement-free range of motion of the glenohumeral joint after reverse total shoulder arthroplasty using three different implant models.,” *J. Orthop. Sci. Off. J. Japanese Orthop. Assoc.*, vol. 24, no. 1, pp. 87–94, Jan. 2019, doi: 10.1016/j.jos.2018.08.016.
- [175] C. M. Hettrich, V. N. Permeswaran, J. E. Goetz, and D. D. Anderson, “Mechanical tradeoffs associated with glenosphere lateralization in reverse shoulder arthroplasty,” *J. Shoulder Elb. Surg.*, vol. 24, no. 11, pp. 1774–1781, 2015, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jse.2015.06.011>.
- [176] DePuy Synthes, “Delta Xtend,” *Травматология И Ортопедия России*, vol. 4, no. 62, pp. 105–107, 2011.
- [177] K. C. Paisley, M. J. Kraeutler, M. D. Lazarus, M. L. Ramsey, G. R. Williams, and M. J. Smith, “Relationship of scapular neck length to scapular notching after reverse total shoulder arthroplasty by use of plain radiographs.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 23, no. 6, pp. 882–887, Jun. 2014, doi: 10.1016/j.jse.2013.09.003.
- [178] N. Mehta, D. J. Hall, R. Pourzal, and G. E. Garrigues, “The Biomaterials of Total Shoulder Arthroplasty: Their Features, Function, and Effect on Outcomes,” *JBJS Rev.*, vol. 8, no. 9, p. e1900212, 2020, doi: 10.2106/JBJS.RVW.19.00212.
- [179] W. Z. W. Teo and P. C. Schalock, “Metal Hypersensitivity Reactions to Orthopedic Implants.,” *Dermatol. Ther. (Heidelb).*, vol. 7, no. 1, pp. 53–64, Mar. 2017, doi: 10.1007/s13555-016-0162-1.

- [180] M. P. Morwood and G. E. Garrigues, "Shoulder arthroplasty in the patient with metal hypersensitivity.," *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 24, no. 7, pp. 1156–1164, Jul. 2015, doi: 10.1016/j.jse.2015.01.015.
- [181] W. Wang and C. K. Poh, "Titanium Alloys in Orthopaedics," in *Titanium Alloys*, J. Sieniawski and W. Ziaja, Eds. Rijeka: IntechOpen, 2013.
- [182] M. Jäger, H. P. Jennissen, F. Dittrich, A. Fischer, and H. L. Köhling, "Antimicrobial and Osseointegration Properties of Nanostructured Titanium Orthopaedic Implants.," *Mater. (Basel, Switzerland)*, vol. 10, no. 11, Nov. 2017, doi: 10.3390/ma10111302.
- [183] J. Lausmaa and L. Linder, "Surface spectroscopic characterization of titanium implants after separation from plastic-embedded tissue.," *Biomaterials*, vol. 9, no. 3, pp. 277–280, May 1988, doi: 10.1016/0142-9612(88)90098-1.
- [184] M. P. Morwood, P. S. Johnston, and G. E. Garrigues, "Proximal ingrowth coating decreases risk of loosening following uncemented shoulder arthroplasty using mini-stem humeral components and lesser tuberosity osteotomy.," *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 26, no. 7, pp. 1246–1252, Jul. 2017, doi: 10.1016/j.jse.2016.11.041.
- [185] K. de Groot, J. G. Wolke, and J. A. Jansen, "Calcium phosphate coatings for medical implants.," *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H, J. Eng. Med.*, vol. 212, no. 2, pp. 137–147, 1998, doi: 10.1243/0954411981533917.
- [186] B. G. X. Zhang, D. E. Myers, G. G. Wallace, M. Brandt, and P. F. M. Choong, "Bioactive coatings for orthopaedic implants-recent trends in development of implant coatings.," *Int. J. Mol. Sci.*, vol. 15, no. 7, pp. 11878–11921, Jul. 2014, doi: 10.3390/ijms150711878.
- [187] M. Saini, Y. Singh, P. Arora, V. Arora, and K. Jain, "Implant biomaterials: A comprehensive review.," *World J. Clin. cases*, vol. 3, no. 1, pp. 52–57, Jan. 2015, doi: 10.12998/wjcc.v3.i1.52.
- [188] S. Zilber, "Shoulder Arthroplasty: Historical Considerations.," *Open Orthop. J.*, vol. 11, pp. 1100–1107, 2017, doi: 10.2174/1874325001711011100.
- [189] Y. S. Al Jabbari, "Physico-mechanical properties and prosthodontic applications of Co-Cr dental alloys: a review of the literature.," *J. Adv. Prosthodont.*, vol. 6, no. 2, pp. 138–145, Apr. 2014, doi: 10.4047/jap.2014.6.2.138.
- [190] S. Baron, E. Ahearne, P. Connolly, S. Keaveney, and G. Byrne, "An Assessment of Medical Grade Cobalt Chromium Alloy ASTM F1537 as a Difficult-to-Cut (DTC) Material An Assessment of Medical Grade Cobalt Chromium Alloy ASTM F1537 as a 'Difficult-to-Cut (DTC)' Material," *Proc. MTTRF 2015 Annu. Meet.*, no. July, pp. 2–7, 2015, [Online]. Available: <https://www.researchgate.net/publication/287198713>.
- [191] L. E. Ramírez-Vidaurre, M. Castro-Román, M. Herrera-Trejo, C. V García-López, and E. Almanza-Casas, "Cooling rate and carbon content effect on the fraction of secondary phases precipitate in as-cast microstructure of ASTM F75 alloy," *J. Mater. Process. Tech.*, vol. 209, no. 4, pp. 1681–1687, 2009, doi: 10.1016/j.jmatprotec.2008.04.039.

- [192] J. R. Goldberg and J. L. Gilbert, “The electrochemical and mechanical behavior of passivated and TiN/AlN-coated CoCrMo and Ti6Al4V alloys.,” *Biomaterials*, vol. 25, no. 5, pp. 851–864, Feb. 2004, doi: 10.1016/s0142-9612(03)00606-9.
- [193] H. A. McKellop, A. Sarmiento, C. P. Schwinn, and E. Ebramzadeh, “In vivo wear of titanium-alloy hip prostheses.,” *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 72, no. 4, pp. 512–517, Apr. 1990.
- [194] A. V. J. Lombardi, T. H. Mallory, B. K. Vaughn, and P. Drouillard, “Aseptic loosening in total hip arthroplasty secondary to osteolysis induced by wear debris from titanium-alloy modular femoral heads.,” *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 71, no. 9, pp. 1337–1342, Oct. 1989.
- [195] K. T. Hug, R. A. Henderson, B. J. Hansen, S. S. Wellman, and T. P. Vail, “Polished Cobalt-Chrome vs Titanium Tibial Trays in Total Knee Replacement (a Comparison using the PFC Sigma System),” *Duke Orthop. J.*, vol. 2, no. 1, pp. 5–11, 2012, doi: 10.5005/jp-journals-10017-1011.
- [196] S. A. Mikulak, O. M. Mahoney, M. A. dela Rosa, and T. P. Schmalzried, “Loosening and osteolysis with the press-fit condylar posterior-cruciate-substituting total knee replacement.,” *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 83, no. 3, pp. 398–403, Mar. 2001, doi: 10.2106/00004623-200103000-00012.
- [197] A. M. Kaufman, C. I. Alabre, H. E. Rubash, and A. S. Shanbhag, “Human macrophage response to UHMWPE, TiAlV, CoCr, and alumina particles: analysis of multiple cytokines using protein arrays.,” *J. Biomed. Mater. Res. A*, vol. 84, no. 2, pp. 464–474, Feb. 2008, doi: 10.1002/jbm.a.31467.
- [198] S. Narayanan, *Role of nanomaterials on tribocorrosion*. UK, Cambridge: Woodhead Publishing Ltd., 2011.
- [199] D. J. Hall, R. Pourzal, H. J. Lundberg, M. T. Mathew, J. J. Jacobs, and R. M. Urban, “Mechanical, chemical and biological damage modes within head-neck tapers of CoCrMo and Ti6Al4V contemporary hip replacements.,” *J. Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater.*, vol. 106, no. 5, pp. 1672–1685, Jul. 2018, doi: 10.1002/jbm.b.33972.
- [200] R. Pourzal *et al.*, “Alloy Microstructure Dictates Corrosion Modes in THA Modular Junctions.,” *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 475, no. 12, pp. 3026–3043, Dec. 2017, doi: 10.1007/s11999-017-5486-3.
- [201] J. J. Jacobs, J. L. Gilbert, and R. M. Urban, “Corrosion of metal orthopaedic implants.,” *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 80, no. 2, pp. 268–282, Feb. 1998, doi: 10.2106/00004623-199802000-00015.
- [202] P. Gogna, P. Paladini, G. Merolla, C. A. Augusti, D. F. Maddalena, and G. Porcellini, “Metallosis in shoulder arthroplasty: an integrative review of literature.,” *Musculoskeletal surgery*, vol. 100, no. Suppl 1. Italy, pp. 3–11, Dec. 2016, doi: 10.1007/s12306-016-0408-1.
- [203] K. M. Sochol, D. A. Charen, S. M. Andelman, and B. O. Parsons, “Cutaneous metallosis following reverse total shoulder arthroplasty.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 27, no. 7, pp. e230–e233, Jul. 2018, doi: 10.1016/j.jse.2018.02.074.

- [204] O. Berber, U. Department of Trauma and Orthopaedics, St Georges Healthcare NHS Trust, London, S. all articles by this Author, S. G. S. for this Author, and T. D. T. , Eyiemi O. Pearse, “Metallosis and Cutaneous Metal Pigmentation in a Reverse Shoulder Replacement,” *SAGE J.*, 2017, [Online]. Available: <https://journals.sagepub.com/doi/abs/10.1111/sae.12012?journalCode=sela>.
- [205] J. W. Sperling, R. H. Cofield, S. W. O’Driscoll, M. E. Torchia, and C. M. Rowland, “Radiographic assessment of ingrowth total shoulder arthroplasty.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 9, no. 6, pp. 507–513, 2000, doi: 10.1067/mse.2000.109384.
- [206] P. Boileau, C. Avidor, S. G. Krishnan, G. Walch, J.-F. Kempf, and D. Molé, “Cemented polyethylene versus uncemented metal-backed glenoid components in total shoulder arthroplasty: a prospective, double-blind, randomized study.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 11, no. 4, pp. 351–359, 2002, doi: 10.1067/mse.2002.125807.
- [207] S. F. Fucentese, J. G. Costouros, S.-P. Kühnel, and C. Gerber, “Total shoulder arthroplasty with an uncemented soft-metal-backed glenoid component.,” *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 19, no. 4, pp. 624–631, Jun. 2010, doi: 10.1016/j.jse.2009.12.021.
- [208] N. Hallab, K. Merritt, and J. J. Jacobs, “Metal sensitivity in patients with orthopaedic implants.,” *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 83, no. 3, pp. 428–436, Mar. 2001, doi: 10.2106/00004623-200103000-00017.
- [209] D. Granchi, E. Cenni, A. Giunti, and N. Baldini, “Metal hypersensitivity testing in patients undergoing joint replacement: a systematic review.,” *J. Bone Joint Surg. Br.*, vol. 94, no. 8, pp. 1126–1134, Aug. 2012, doi: 10.1302/0301-620X.94B8.28135.
- [210] J.-W. K. Ko, T. A. Nicholson, C. E. Hoffler, G. J. Williams, and C. Getz, “Metal Allergy as a Cause of Implant Failure in Shoulder Arthroplasty.,” *Orthopedics*, vol. 40, no. 5, pp. e844–e848, Sep. 2017, doi: 10.3928/01477447-20170719-01.
- [211] P. F. Lachiewicz, T. S. Watters, and J. J. Jacobs, “Metal Hypersensitivity and Total Knee Arthroplasty.,” *J. Am. Acad. Orthop. Surg.*, vol. 24, no. 2, pp. 106–112, Feb. 2016, doi: 10.5435/JAAOS-D-14-00290.
- [212] B. Sampson and A. Hart, “Clinical usefulness of blood metal measurements to assess the failure of metal-on-metal hip implants.,” *Ann. Clin. Biochem.*, vol. 49, no. Pt 2, pp. 118–131, Mar. 2012, doi: 10.1258/acb.2011.011141.
- [213] M. Innocenti, C. Carulli, F. Matassi, A. M. Carossino, M. L. Brandi, and R. Civinini, “Total knee arthroplasty in patients with hypersensitivity to metals.,” *Int. Orthop.*, vol. 38, no. 2, pp. 329–333, Feb. 2014, doi: 10.1007/s00264-013-2229-2.
- [214] J. Lützner, A. Hartmann, G. Dinnebier, P. Spornraft-Ragaller, C. Hamann, and S. Kirschner, “Metal hypersensitivity and metal ion levels in patients with coated or uncoated total knee arthroplasty: a randomised controlled study.,” *Int. Orthop.*, vol. 37, no. 10, pp. 1925–1931, Oct. 2013, doi: 10.1007/s00264-013-2010-6.
- [215] P. Bracco, A. Bellare, A. Bistolfi, and S. Affatato, “Ultra-High Molecular Weight Polyethylene: Influence of the Chemical, Physical and Mechanical Properties on the Wear Behavior. A Review.,” *Mater. (Basel, Switzerland)*, vol. 10, no. 7, Jul. 2017, doi: 10.3390/ma10070791.

- [216] S. M. Kurtz, “Chapter 6 - Alternatives to Conventional UHMWPE for Hip Arthroplasty,” in *The UHMWPE Handbook*, S. M. Kurtz, Ed. San Diego: Academic Press, 2004, pp. 93–121.
- [217] S. M. Kurtz, O. K. Muratoglu, M. Evans, and A. A. Edidin, “Advances in the processing, sterilization, and crosslinking of ultra-high molecular weight polyethylene for total joint arthroplasty.,” *Biomaterials*, vol. 20, no. 18, pp. 1659–1688, Sep. 1999, doi: 10.1016/s0142-9612(99)00053-8.
- [218] D. A. Baker, R. S. Hastings, and L. Pruitt, “Study of fatigue resistance of chemical and radiation crosslinked medical grade ultrahigh molecular weight polyethylene.,” *J. Biomed. Mater. Res.*, vol. 46, no. 4, pp. 573–581, Sep. 1999, doi: 10.1002/(sici)1097-4636(19990915)46:4<573::aid-jbm16>3.0.co;2-a.
- [219] C. I. for health Information, “Canadian Joint Replacement Registry report,” *Cihi*, 2007.
- [220] G. Lewis, “Properties of crosslinked ultra-high-molecular-weight polyethylene.,” *Biomaterials*, vol. 22, no. 4, pp. 371–401, Feb. 2001, doi: 10.1016/s0142-9612(00)00195-2.
- [221] M. V Birman, P. C. Noble, M. A. Conditt, S. Li, and K. B. Mathis, “Cracking and impingement in ultra-high-molecular-weight polyethylene acetabular liners.,” *J. Arthroplasty*, vol. 20, no. 7 Suppl 3, pp. 87–92, Oct. 2005, doi: 10.1016/j.arth.2005.05.001.
- [222] L. D. Dorr, Z. Wan, C. Shahrardar, L. Sirianni, M. Boutary, and A. Yun, “Clinical performance of a Durasul highly cross-linked polyethylene acetabular liner for total hip arthroplasty at five years.,” *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 87, no. 8, pp. 1816–1821, Aug. 2005, doi: 10.2106/JBJS.D.01915.
- [223] C. Heisel, M. Silva, M. A. dela Rosa, and T. P. Schmalzried, “Short-term in vivo wear of cross-linked polyethylene.,” *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 86, no. 4, pp. 748–751, Apr. 2004, doi: 10.2106/00004623-200404000-00012.
- [224] D. S. Shia, J. C. Clohisy, M. F. Schinsky, J. M. Martell, and W. J. Maloney, “THA with highly cross-linked polyethylene in patients 50 years or younger.,” *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 467, no. 8, pp. 2059–2065, Aug. 2009, doi: 10.1007/s11999-008-0697-2.
- [225] C. R. Bragdon, M. Doerner, J. Martell, B. Jarrett, H. Palm, and H. Malchau, “The 2012 John Charnley Award: Clinical multicenter studies of the wear performance of highly crosslinked remelted polyethylene in THA.,” *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 471, no. 2, pp. 393–402, Feb. 2013, doi: 10.1007/s11999-012-2604-0.
- [226] M. A. Wirth, C. Klotz, D. L. Deffenbaugh, D. McNulty, L. Richards, and J. L. Tipper, “Cross-linked glenoid prosthesis: a wear comparison to conventional glenoid prosthesis with wear particulate analysis.,” *J. Shoulder Elb. Surg.*, vol. 18, no. 1, pp. 130–137, 2009, doi: 10.1016/j.jse.2008.06.015.
- [227] C. M. Brach del Prever EMCG, Costa L and G. P. Dallera A, “Impianto protesico contenente un componente dimateriale plastico.,” Patent 1271590, 1994.

- [228] P. Bracco and E. Oral, “Vitamin E-stabilized UHMWPE for total joint implants: a review.,” *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 469, no. 8, pp. 2286–2293, Aug. 2011, doi: 10.1007/s11999-010-1717-6.
- [229] C. Wolf, C. Macho, and K. Lederer, “Accelerated ageing experiments with crosslinked and conventional ultra-high molecular weight polyethylene (UHMW-PE) stabilised with alpha-tocopherol for total joint arthroplasty.,” *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, vol. 17, no. 12, pp. 1333–1340, Dec. 2006, doi: 10.1007/s10856-006-0608-6.
- [230] E. Oral, S. D. Christensen, A. S. Malhi, K. K. Wannomae, and O. K. Muratoglu, “Wear resistance and mechanical properties of highly cross-linked, ultrahigh-molecular weight polyethylene doped with vitamin E.,” *J. Arthroplasty*, vol. 21, no. 4, pp. 580–591, Jun. 2006, doi: 10.1016/j.arth.2005.07.009.
- [231] E. Oral, K. K. Wannomae, N. Hawkins, W. H. W. H. Harris, and O. K. O. K. Muratoglu, “Alpha-tocopherol-doped irradiated UHMWPE for high fatigue resistance and low wear,” *Biomaterials*, vol. 25, no. 24, p. 5515—5522, 2004, doi: 10.1016/j.biomaterials.2003.12.048.
- [232] H. Haider *et al.*, “Does vitamin E-stabilized ultrahigh-molecular-weight polyethylene address concerns of cross-linked polyethylene in total knee arthroplasty?,” *J. Arthroplasty*, vol. 27, no. 3, pp. 461–469, Mar. 2012, doi: 10.1016/j.arth.2011.03.024.
- [233] J. J. Alexander, S. N. Bell, J. Coghlan, R. Lerf, and F. Dallmann, “The effect of vitamin E-enhanced cross-linked polyethylene on wear in shoulder arthroplasty—a wear simulator study.,” *J. Shoulder Elb. Surg.*, vol. 28, no. 9, pp. 1771–1778, Sep. 2019, doi: 10.1016/j.jse.2019.01.014.
- [234] G. Banche *et al.*, “Do crosslinking and vitamin E stabilization influence microbial adhesions on UHMWPE-based biomaterials?,” *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 473, no. 3, pp. 974–986, Mar. 2015, doi: 10.1007/s11999-014-4024-9.
- [235] D. L. Williams, J. Vinciguerra, J. M. Lerdahl, and R. D. Bloebaum, “Does vitamin E-blended UHMWPE prevent biofilm formation?,” *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 473, no. 3, pp. 928–935, Mar. 2015, doi: 10.1007/s11999-014-3673-z.
- [236] J. Gallo, S. B. Goodman, Y. T. Konttinen, M. A. Wimmer, and M. Holinka, “Osteolysis around total knee arthroplasty: a review of pathogenetic mechanisms.,” *Acta Biomater.*, vol. 9, no. 9, pp. 8046–8058, Sep. 2013, doi: 10.1016/j.actbio.2013.05.005.
- [237] M. C. Sobieraj and C. M. Rimnac, “Ultra high molecular weight polyethylene: mechanics, morphology, and clinical behavior.,” *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 2, no. 5, pp. 433–443, Oct. 2009, doi: 10.1016/j.jmbbm.2008.12.006.
- [238] S. R. Carpenter, I. Urits, and A. M. Murthi, “Porous metals and alternate bearing surfaces in shoulder arthroplasty.,” *Curr. Rev. Musculoskelet. Med.*, vol. 9, no. 1, pp. 59–66, Mar. 2016, doi: 10.1007/s12178-016-9319-x.
- [239] F. J. Ricón, P. Sánchez, F. Lajara, A. Galán, J. A. Lozano, and E. Guerado, “Result of a pyrocarbon prosthesis after comminuted and unreconstructable radial head fractures.,” *J. Shoulder Elb. Surg.*, vol. 21, no. 1, pp. 82–91, Jan. 2012, doi: 10.1016/j.jse.2011.01.032.

- [240] S. D. Cook, K. A. Thomas, and M. A. Kester, "Wear characteristics of the canine acetabulum against different femoral prostheses.," *J. Bone Joint Surg. Br.*, vol. 71, no. 2, pp. 189–197, Mar. 1989, doi: 10.1302/0301-620X.71B2.2925733.
- [241] J. Garret *et al.*, "Pyrocarbon interposition shoulder arthroplasty: preliminary results from a prospective multicenter study at 2 years of follow-up.," *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 26, no. 7, pp. 1143–1151, Jul. 2017, doi: 10.1016/j.jse.2017.01.002.
- [242] B. Wall, L. Nové-Josserand, D. P. O'Connor, T. B. Edwards, and G. Walch, "Reverse total shoulder arthroplasty: a review of results according to etiology.," *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 89, no. 7, pp. 1476–1485, Jul. 2007, doi: 10.2106/JBJS.F.00666.
- [243] B. R. Neri, K. W. Chan, and Y. W. Kwon, "Management of massive and irreparable rotator cuff tears.," *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 18, no. 5, pp. 808–818, 2009, doi: 10.1016/j.jse.2009.03.013.
- [244] C. M. L. Werner, P. A. Steinmann, M. Gilbert, and C. Gerber, "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.*, vol. 87, no. 7, pp. 1476–1486, Jul. 2005, doi: 10.2106/JBJS.D.02342.
- [245] L. De Wilde, P. Boileau, and H. Van der Bracht, "Does reverse shoulder arthroplasty for tumors of the proximal humerus reduce impairment?," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 469, no. 9, pp. 2489–2495, Sep. 2011, doi: 10.1007/s11999-010-1758-x.
- [246] L. F. De Wilde, F. S. Plasschaert, E. A. Audenaert, and R. C. Verdonk, "Functional recovery after a reverse prosthesis for reconstruction of the proximal humerus in tumor surgery.," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, no. 430, pp. 156–162, Jan. 2005, doi: 10.1097/01.blo.0000146741.83183.18.
- [247] T. Bufquin, A. Hersan, L. Hubert, and P. Massin, "Reverse shoulder arthroplasty for the treatment of three- and four-part fractures of the proximal humerus in the elderly: a prospective review of 43 cases with a short-term follow-up.," *J. Bone Joint Surg. Br.*, vol. 89, no. 4, pp. 516–520, Apr. 2007, doi: 10.1302/0301-620X.89B4.18435.
- [248] M. Klein, M. Juschka, B. Hinkenjann, B. Scherger, and P. A. W. Ostermann, "Treatment of comminuted fractures of the proximal humerus in elderly patients with the Delta III reverse shoulder prosthesis.," *J. Orthop. Trauma*, vol. 22, no. 10, pp. 698–704, 2008, doi: 10.1097/BOT.0b013e31818afe40.
- [249] J. C. Levy, N. Virani, D. Pupello, and M. Frankle, "Use of the reverse shoulder prosthesis for the treatment of failed hemiarthroplasty in patients with glenohumeral arthritis and rotator cuff deficiency.," *J. Bone Joint Surg. Br.*, vol. 89, no. 2, pp. 189–195, Feb. 2007, doi: 10.1302/0301-620X.89B2.18161.
- [250] P. Boileau, D. Watkinson, A. M. Hatzidakis, and I. Hovorka, "Neer Award 2005: The Grammont reverse shoulder prosthesis: results in cuff tear arthritis, fracture sequelae, and revision arthroplasty.," *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 15, no. 5, pp. 527–540, 2006, doi: 10.1016/j.jse.2006.01.003.
- [251] D. C. Ackland, M. Patel, and D. Knox, "Prosthesis design and placement in reverse total shoulder arthroplasty," *J. Orthop. Surg. Res.*, vol. 10, no. 1, p. 101, 2015, doi: 10.1186/s13018-015-0244-2.

- [252] F. A. 3rd Matsen, P. Boileau, G. Walch, C. Gerber, and R. T. Bicknell, "The reverse total shoulder arthroplasty.," *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, vol. 89, no. 3. United States, pp. 660–667, Mar. 2007, doi: 10.2106/00004623-200703000-00027.
- [253] D. C. Ackland and M. G. Pandy, "Lines of action and stabilizing potential of the shoulder musculature.," *J. Anat.*, vol. 215, no. 2, pp. 184–197, Aug. 2009, doi: 10.1111/j.1469-7580.2009.01090.x.
- [254] T. B. Edwards, M. D. Williams, J. E. Labriola, H. A. Elkousy, G. M. Gartsman, and D. P. O'Connor, "Subscapularis insufficiency and the risk of shoulder dislocation after reverse shoulder arthroplasty.," *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 18, no. 6, pp. 892–896, 2009, doi: 10.1016/j.jse.2008.12.013.
- [255] J. W. Giles, G. D. G. Langohr, J. A. Johnson, and G. S. Athwal, "The rotator cuff muscles are antagonists after reverse total shoulder arthroplasty.," *J. shoulder Elb. Surg.*, vol. 25, no. 10, pp. 1592–1600, Oct. 2016, doi: 10.1016/j.jse.2016.02.028.
- [256] M. A. Hamilton, C. P. Roche, P. Diep, P.-H. Flurin, and H. D. Routman, "Effect of prosthesis design on muscle length and moment arms in reverse total shoulder arthroplasty.," *Bull. Hosp. Jt. Dis.*, vol. 71 Suppl 2, pp. S31-5, 2013.
- [257] C. P. Roche *et al.*, "Impact of inferior glenoid tilt, humeral retroversion, bone grafting, and design parameters on muscle length and deltoid wrapping in reverse shoulder arthroplasty.," *Bull. Hosp. Jt. Dis.*, vol. 71, no. 4, pp. 284–293, 2013.
- [258] M. Masjedi and G. R. Johnson, "Glenohumeral contact forces in reversed anatomy shoulder replacement.," *J. Biomech.*, vol. 43, no. 13, pp. 2493–2500, Sep. 2010, doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.05.024.
- [259] K. I. Bohsali, A. J. Bois, and M. A. Wirth, "Complications of Shoulder Arthroplasty.," *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 99, no. 3, pp. 256–269, Feb. 2017, doi: 10.2106/JBJS.16.00935.
- [260] C. L. Levitz, J. Dugas, and J. R. Andrews, "The use of arthroscopic thermal capsulorrhaphy to treat internal impingement in baseball players.," *Arthrosc. J. Arthrosc. Relat. Surg. Off. Publ. Arthrosc. Assoc. North Am. Int. Arthrosc. Assoc.*, vol. 17, no. 6, pp. 573–577, Jul. 2001, doi: 10.1053/jars.2001.24853.
- [261] S. S. Burkhart, C. D. Morgan, and W. Ben Kibler, "The disabled throwing shoulder: Spectrum of pathology Part I: Pathoanatomy and biomechanics," *Arthrosc. - J. Arthrosc. Relat. Surg.*, vol. 19, no. 4, pp. 404–420, 2003, doi: 10.1053/jars.2003.50128.