



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA

Escuela Técnica Superior de Ingeniería Industrial

Análisis biomecánico de las prótesis anatómica e invertida
de hombro

Trabajo Fin de Grado

Grado en Ingeniería Biomédica

AUTOR/A: Sánchez Ortiz, Jorge

Tutor/a: Rupérez Moreno, María José

CURSO ACADÉMICO: 2022/2023

AGRADECIMIENTOS

A mi tutora, María José Rupérez Moreno por ayudarme y guiarme durante la realización de este proyecto, escuchando siempre mis ideas y dándome una opinión crítica respecto a ellas.

A mi familia por apoyarme a lo largo de estos años y durante toda mi vida de manera incondicional.

A mis compañeros Pablo y Arnau por haber estado aquí en las buenas y en las malas y haciendo de ir a clase una mejor experiencia.

Y a Virginia por no haber dudado, ni durante un momento, que podría siempre hacer aquello que me propusiese.

RESUMEN

Este trabajo tiene como propósito el diseño y estudio de las principales prótesis de hombro, siendo estas la anatómica y la invertida. El análisis a realizar va a ser durante el proceso de abducción del brazo y se estudiará como varía el comportamiento protésico en diferentes grados de dicho movimiento. Además, se observarán las diferencias presentadas por ambos modelos para poder determinar el más adecuado ante las condiciones establecidas.

Para conseguir este objetivo ha sido necesario el modelado de las dos prótesis, ambas de carácter modular y dimensiones similares, mediante el uso de programas CAD. Tras el modelado se han introducido los diseños en un programa CAE y se han aplicado condiciones de contorno, los materiales de los que estarían fabricadas las distintas piezas protésicas y las fuerzas que serían anatómicamente ejercidas durante el movimiento de abducción humeral, para tener un análisis biomecánico lo más realista posible. Una vez implementado el modelo y aplicadas las condiciones se estudia el desarrollo de las tensiones presentes en el volumen, observando gracias al uso del método de elementos finitos (MEF), la deformación de las prótesis durante el desplazamiento del brazo y las regiones de mayor riesgo a rotura.

En los resultados obtenidos para ambos modelos, no se observa riesgo de fractura o deformación excesiva de manera puntual, aunque sí que se puede observar que, en grados de abducción próximos a la horizontalidad del brazo, los valores son más acentuados, implicando riesgos en el uso prolongado de las mismas prótesis debido a la aparición de desgaste.

De este estudio se concluye que las prótesis anatómica e invertida diseñadas podrían ser funcionales debido a su baja relación tensión máxima-límite elástico además de que la elección del diseño aplicado dependerá de las condiciones de movilidad y edad del paciente, siendo necesario un balance y un estudio de riesgos y beneficios.

Palabras clave: prótesis, hombro, diseño, MEF, CAD, CAE, análisis biomecánico, tensión, deformación, desgaste.

RESUM

Aquest treball té com a propòsit el disseny i l'estudi de les principals pròtesis de múscle, seguint aquestes l'anatòmica i la invertida. L'anàlisi a realitzar serà durant el procés d'abducció del braç i s'estudiarà com varia el comportament prostètic en diferents graus d'aquest moviment. A més, s'observaran les diferències presentades pels dos models per a poder determinar el més adequat davant les condicions establides.

Per a aconseguir això ha sigut necessari el modelatge de les dues pròtesis, ambdues de caràcter modular i dimensions similars, mitjançant l'ús de programes CAD. Després del modelatge s'han introduït els dissenys en un programa CAE i s'han aplicat condicions de contorn, els materials dels quals estarien fabricats les diferents peces prostètiques i les forces que serien anatòmicament exercides durant el moviment d'abducció humeral per a tindre una anàlisi biomecànica el més realista possible. Una vegada implementat el model i aplicades les condicions s'estudia el desenvolupament de les tensions presents en el volum, observant gràcies a l'ús del mètode d'elements finits (MEF) la deformació de les pròtesis durant el desplaçament del braç i les regions de major risc a trencament.

En els resultats obtinguts per a tots dos models, no s'observa risc de fractura o deformació excessiva de manera puntual, encara que sí que es pot observar que, en graus d'abducció pròxims a l'horitzontalitat del braç, els valors són més accentuats, implicant riscos en l'ús prolongat de les mateixes pròtesi a causa de l'aparició de desgast.

D'aquest estudi es conclou que les pròtesi anatòmica i invertida dissenyades podrien ser funcionals a causa de la seua baixa relació tensió màxima-límit elàstic a més de que l'elecció del disseny aplicat dependrà de les condicions de mobilitat i edat del pacient, siguent necessari un balanç i un estudi de riscos i beneficis.

Paraules clau: pròtesi, múscle, disseny, MEF, CAD, CAE, anàlisi biomecànica, tensió, deformació, desgast.

ABSTRACT

The purpose of this work is to design and study the main shoulder prostheses, the anatomical and the inverted. The analysis will be carried out during the process of abduction of the arm and it will be studied how the prosthetic behaviour varies in different degrees of this movement. In addition, the differences presented by both models will be observed in order to determine the most suitable one for the established conditions.

This required modelling the two prostheses, both of which are modular and of similar dimensions, using CAD programmes. After modelling, the designs were introduced into a CAE programme and boundary conditions were applied, the materials from which the different prosthetic pieces would be made and the forces that would be anatomically exerted during the humeral abduction movement in order to have the most realistic biomechanical analysis possible. Once the model has been implemented and the conditions have been applied, the development of the stresses present in the volume is studied, observing, thanks to the use of the finite element method (FEM), the deformation of the prostheses during the displacement of the arm and) the regions of greatest risk of breakage.

In the results obtained for both models, no risk of fracture or excessive deformation is observed at specific points, although it can be observed that, in degrees of abduction close to the horizontality of the arm, the values are more accentuated, implying risks in the prolonged use of the prostheses themselves due to the appearance of wear and tear.

From this study we conclude that the anatomical and inverted prostheses designed could be functional due to their low maximum stress-elastic limit ratio, in addition to the fact that the choice of the design applied will depend on the mobility conditions and age of the patient, a balance and a study of risks and benefits being necessary.

Key words: prosthesis, shoulder, design, FEM, CAD, CAE, biomechanical analysis, stress, deformation, wear and tear.

ÍNDICE DEL PROYECTO

DOCUMENTO MEMORIA

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN	17
1.1 MOTIVACIÓN DEL TRABAJO.....	17
1.2 OBJETIVOS DEL TRABAJO.....	17
1.3 CONOCIMIENTOS ARTICULARES	18
1.3.1 Anatomía de las articulaciones del hombro.....	18
1.3.2 Biomecánica de las articulaciones del hombro.....	20
1.3.3 Patologías del hombro	23
1.4 ESTADO DEL ARTE	24
1.4.1 Prótesis actuales.....	24
1.4.1.1 Prótesis anatómica de Neer	27
1.4.1.2 Prótesis invertida de Grammont.....	29
1.4.1.3 Fallos en las prótesis	31
1.4.2 Materiales	33
CAPÍTULO 2. METODOLOGÍA	35
2.1 ENTORNOS DE TRABAJO	35
2.1.1. Diseño y modelado de las prótesis (CAD).....	35
2.1.1.1 Diseño y modelado del vástago.....	35
2.1.1.2 Diseño y modelado de la prótesis anatómica	36
2.1.1.3 Diseño y modelado de la prótesis invertida.....	37
2.1.2 Herramienta de simulación ANSYS Workbench (CAE).....	38
2.1.3. Método de elementos finitos (MEF)	39
2.1.4 Procedimiento de análisis.....	43
2.1.4.1. Hipótesis.....	43
2.1.4.2. Preproceso	44
CAPÍTULO 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	54
3.1 RESULTADOS	54
3.1.1 Prótesis anatómica.....	54
3.1.2 Prótesis invertida	60
3.2. DISCUSIÓN	66
3.2.1 Variaciones en la tensión	67

3.2.2 Variaciones en la deformación	69
3.3. LIMITACIONES	71
CAPÍTULO 4. CONCLUSIONES.....	72
CAPÍTULO 5. BIBLIOGRAFÍA.....	73

DOCUMENTO PRESUPUESTO

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN	79
CAPÍTULO 2. CUADRO DE PRECIOS DE MANO DE OBRA	79
CAPÍTULO 3. CUADRO DE PRECIOS DE MAQUINARIA.....	79
CAPÍTULO 4. CUADRO DE PRECIOS DE MATERIALES	80
CAPÍTULO 5. PRESUPUESTOS PARCIALES	80
CAPÍTULO 6. CUADRO DE PRECIOS UNITARIOS	82
CAPÍTULO 7. CUADRO DE PRECIOS DESCOMPUESTOS.....	83
CAPÍTULO 8. RESUMEN DEL PRESUPUESTO	85

DOCUMENTO PLANOS

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Esquema general de una articulación tipo diartrosis.....	18
Figura 2. Articulaciones glenohumeral y esternoclavicular	19
Figura 3. Planos anatómicos en un ser humano	20
Figura 4. Esquema simplificado de una articulación esférica.	21
Figura 5. Artrosis severa glenohumera.....	23
Figura 6. Artroplastia total y hemiarthroplastia anatómicas.....	25
Figura 7. Prótesis de rejuvenecimiento	26
Figura 8. Prótesis de hombro tipo Neer II	26
Figura 9. Prótesis invertida de hombro.....	27
Figura 10. Modelos pequeño, mediano y grande de la prótesis de Neer.....	28
Figura 11. Fractura por compresión de la cabeza humeral del 12%.....	28
Figura 12. Prótesis de Neer tipo II.....	29
Figura 13. Prototipo de prótesis de Grammont	30

Figura 14. Desgarro del manguito de los rotadores.....	31
Figura 15. Aflojamiento de prótesis de rodilla	32
Figura 16. Microestructura del Ti-6Al-4V	33
Figura 17. Modelo de vástago prostético para prótesis de hombro	36
Figura 18. Piezas de prótesis anatómica.....	36
Figura 19. Prótesis de hombro anatómica	37
Figura 20. Piezas de prótesis invertida	37
Figura 21. Prótesis de hombro invertida.....	38
Figura 22. Modulo Static Structural de ANSYS Workbench	39
Figura 23. Desplazamientos nodales	40
Figura 24. Función de densidad de energía de deformación	41
Figura 25. Modelo de prótesis anatómica a 25° en Ansys Workbench.....	44
Figura 26. Modelo de prótesis anatómica a 25° mallado.....	44
Figura 27. Curva tensión deformación y sus diferentes parámetros.....	46
Figura 28. Fijación de la prótesis invertida de hombro	47
Figura 29. Fijación de los modelos en ANSYS Workbench.....	48
Figura 30. Músculo subescapular y deltoides y sus inserciones.....	48
Figura 31. Representación de las relaciones entre el deltoides y el húmero	49
Figura 32. Representación del hombro y las fuerzas del deltoides y subescapular.....	50
Figura 33. Selección de nodos.....	52
Figura 34. Valores máximos presentes en la porción glenoidea de la prótesis anatómica a 25° de abducción.....	54
Figura 35. Valores máximos presentes en el cuello del vástago de la prótesis anatómica a 25° de abducción.....	55
Figura 36. Valores máximos presentes en el cuello de la cabeza humera de la prótesis anatómica a 25° de abducción.....	55
Figura 37. Valores máximos presentes en la porción glenoidea de la prótesis anatómica a 50° de abducción.....	56
Figura 38. Valores máximos presentes en el cuello del vástago de la prótesis anatómica a 50° de abducción.....	56
Figura 39. Valores máximos presentes en el cuello de la cabeza humeral de la prótesis anatómica a 50° de abducción.....	57
Figura 40. Valores máximos presentes en la porción glenoidea de la prótesis anatómica a 75° de abducción.....	57
Figura 41. Valores máximos presentes en el cuello del vástago de la prótesis anatómica a 75° de abducción.....	58

Figura 42. Valores máximos presentes en el cuello de la cabeza humeral de la prótesis anatómica a 75° de abducción.	58
Figura 43. Valores máximos presentes en la porción glenoidea de la prótesis anatómica a 100° de abducción.....	59
Figura 44. Valores máximos presentes en el cuello del vástago de la prótesis anatómica a 100° de abducción.....	59
Figura 45. Valores máximos presentes en el cuello de la cabeza humeral de la prótesis anatómica a 100° de abducción.	60
Figura 46. Valores máximos presentes en el inserto humeral de la prótesis invertida a 25° de abducción.....	60
Figura 47. Valores máximos presentes en el cuello del vástago de la prótesis invertida a 25° de abducción.	61
Figura 48. Valores máximos presentes en el cuello de la cabeza humeral de la prótesis invertida a 25° de abducción.....	61
Figura 49. Valores máximos presentes en el inserto humeral de la prótesis invertida a 50° de abducción.....	62
Figura 50. Valores máximos presentes en el cuello del vástago de la prótesis invertida a 50° de abducción.....	62
Figura 51. Valores máximos presentes en el cuello de la cabeza humeral de la prótesis invertida a 50° de abducción.....	63
Figura 52. Valores máximos presentes en el inserto humeral de la prótesis invertida a 75° de abducción.....	63
Figura 53. Valores máximos presentes en el cuello del vástago de la prótesis invertida a 75° de abducción.....	64
Figura 54. Valores máximos presentes en el cuello de la cabeza humeral de la prótesis invertida a 75° de abducción.....	64
Figura 55. Valores máximos presentes en el inserto humeral de la prótesis invertida a 100° de abducción.....	65
Figura 56. Valores máximos presentes en el cuello del vástago de la prótesis invertida a 100° de abducción.....	65
Figura 57. Valores máximos presentes en el cuello de la cabeza humeral de la prótesis invertida a 100° de abducción.....	66

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Movimientos del hombro en los diferentes planos	22
Tabla 2. Propiedades mecánicas del tejido óseo.....	22
Tabla 3. Módulo elástico, coeficiente de Poisson ν y límite elástico de los materiales	46

Tabla 4. Fuerzas ejercidas por el músculo deltoides y el músculo subescapular en los ángulos de estudio.....	49
Tabla 5. Ángulos y fuerzas ejercidas por los principales músculos del hombro derecho ...	51
Tabla 6. Ángulos y fuerzas ejercidas por los principales músculos del hombro derecho en los nodos representativos de dichos músculos	52
Tabla 7. Tensiones máximas en la porción de UHMWPE.....	67
Tabla 8. Tensiones máximas en el cuello del vástago.....	68
Tabla 9. Tensiones máximas en el cuello de la cabeza humeral	68
Tabla 10. Deformaciones máximas en la porción de UHMWPE	69
Tabla 11. Deformaciones máximas en el cuello del vástago	70
Tabla 11. Deformaciones máximas en el cuello de la cabeza humeral.....	70

**DOCUMENTO
MEMORIA**

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN

1.1 MOTIVACIÓN DEL TRABAJO

La motivación tras el desarrollo de este proyecto tiene tanto una componente personal como una académica. A nivel particular, considero que, si bien es cierto que el aprendizaje durante el grado es amplio, no se profundiza en la rama de diseño en biomecánica hasta llegado el máster debido a la especialización en este sector, teniendo, por tanto, un contacto superficial con herramientas de modelado y desarrollo de productos tridimensionales, las cuales podrían servirnos en un futuro laboral, ya sea para el desarrollo de prótesis o de aparatología médica.

Por mi parte, tengo gran interés en este tipo de herramientas y su manejo era una de las principales ideas que tenía en mente a la hora de entrar en el grado, por lo que quería, durante este trabajo final, poder dar uso de estos instrumentos para algo valioso y de calidad, ya que es este campo en el que quiero especializarme para poder dedicarme a ello profesionalmente.

La selección de las prótesis de hombro viene debida a que es una articulación con gran sensibilidad a dolencia y patologías, pero sus prótesis no están tan ampliamente estudiadas como las que se presentan para el tratamiento de lesiones de cadera o rodilla. Debido a este elevado grado de sensibilidad, las patologías de hombro no se presentan únicamente en pacientes de edad avanzada, sino en deportistas de toda clase, trabajadores de carga y personas de todo tipo.

A la hora de realizar una artroplastia, hemos visto que el principal condicionante para elegir la prótesis adecuada es el estado de la articulación del paciente, opacando esto en muchas ocasiones a la variación en la motilidad que puede presentar el afectado, la cual se pone en un segundo plano puesto que la prioridad es la regeneración articular ya sea en mayor o menor medida. Esto es de especial interés ya que la artroplastia no debería depender únicamente de las dolencias del paciente, sino también de las actividades que realiza habitualmente el mismo, ya que la imposibilidad de volver a la cotidianidad podría afectar al dolido de un modo además de físico, psicológico.

1.2 OBJETIVOS DEL TRABAJO

Este trabajo tiene como objetivo principal el estudio del comportamiento biomecánico de las prótesis de hombro anatómica e invertida con la finalidad de conocer ambos modelos más a fondo y determinar las diferencias funcionales de estos a través de la aplicación de cargas anatómicas.

Para alcanzar el objetivo principal podemos extraer una serie de objetivos más específicos:

- Estudiar el funcionamiento del hombro y de las articulaciones que lo componen de forma que se puedan diseñar unos modelos realistas y funcionales.
- Conocer las prótesis disponibles en el mercado actual además de sus materiales y sus dimensiones.

- Modelar, en base a los dos puntos previos, las prótesis pertinentes y elaborar sus planos de forma que puedan ser utilizadas.
- Seleccionar y simular el tipo de ensayo a realizar, intentando que sea lo más realista posible dadas las condiciones de partida.
- Analizar los resultados obtenidos tras la simulación para extraer características intrínsecas de ambas prótesis, incluyendo ventajas y desventajas.

1.3 CONOCIMIENTOS ARTICULARES

1.3.1 Anatomía de las articulaciones del hombro

El hombro es la parte del cuerpo que sirve de nexo entre el brazo y el resto del cuerpo y en él podemos encontrar gran variedad de articulaciones, como son la acromioclavicular, la escapulotorácica, la glenohumeral y la esternoclavicular, debiendo destacar estas dos últimas debido a su importante papel dentro del movimiento del mismo hombro, siendo ambas articulaciones sinoviales de tipo diartrosis. Esta clase de articulaciones requiere de la presencia de tres componentes (fig. 1):

- Una cavidad sinovial que sea capaz de contener el líquido sinovial, facilitando así los diferentes movimientos que pueda realizar el hueso móvil, el cual va a ser el húmero en nuestro caso.
- Una cápsula articular dividida en dos capas, una sinovial interna y una fibrosa externa, las cuales se encargan de cubrir la cavidad sinovial y mantener unidos los huesos.
- Un cartílago articular hialino que recubre los huesos, reduciendo el rozamiento que se produce entre ambos.

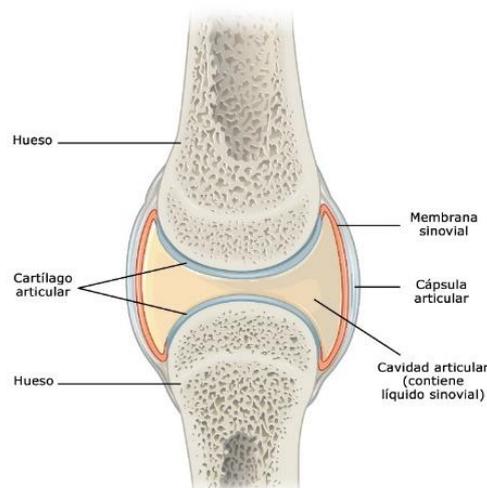


Figura 1. Esquema general de una articulación tipo diartrosis con sus diferentes partes (Wikipedia)

Antes de entrar en detalle y conocer los huesos propios de cada articulación, hay que comprender los diferentes tipos de huesos que vamos a encontrar en estas según su forma. En primer lugar, aparecen los huesos planos, cuya función es la de proteger a los órganos de la zona en la que se encuentren debido a su forma plana natural, similar a un escudo. Esta clase de huesos también puede encargarse

de brindar espacio para la unión o apoyo de diferentes músculos. La otra variedad de huesos que vamos a encontrar en estas articulaciones es la de los huesos largos, aquellos que se encargarán de soportar el peso del organismo y de facilitar los diferentes movimientos que se quieran realizar. Este tipo de huesos tiene tres partes: dos extremos superior e inferior conocidos como epífisis y una conexión entre ambos conocida como diáfisis. También podemos encontrar en el cuerpo huesos cortos, irregulares y sesamoideos, pero no es necesario entrar en detalle ya que no los vamos a encontrar en las articulaciones a estudiar.

A nivel anatómico, en la articulación glenohumeral (fig. 2 A) podemos notar la presencia de dos huesos, los cuales son el húmero y la escápula. Por un lado, el húmero se conoce por ser el hueso de mayor longitud del brazo. El ángulo entre la porción longitudinal del húmero y su cabeza es de aproximadamente 130°. Por otro lado, podemos encontrar la escápula, también conocida comúnmente como omoplato, la cual es un hueso triangular plano cuya gran importancia radica en el hecho de que sirve como punto de inserción para una amplia variedad de músculos pertenecientes al brazo y al hombro.

Cuando hablamos de la articulación esternoclavicular (fig. 2 B) también encontramos la participación de dos huesos, los cuales son el esternón y la clavícula. El esternón es un hueso plano ubicado en la zona central de la caja torácica cuya función es la de proteger los órganos torácicos de lesiones y dar estabilidad a las primeras costillas del cuerpo. Por otra parte, nos encontramos con la presencia de la clavícula, la cual es un hueso largo en forma de “S” ubicado sobre las costillas y que sirve como enlace entre el conocido como esqueleto axial y los diferentes músculos insertados en la zona escapular.

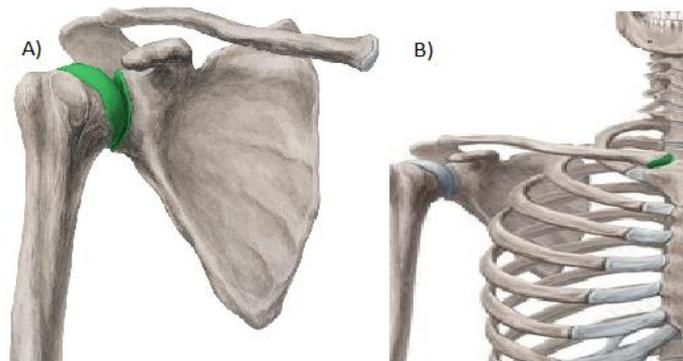


Figura 2. Articulaciones glenohumeral y esternoclavicular (kenhub, 2022). A) Glenohumeral y B) Esternoclavicular

La capa externa de los huesos es conocida como hueso compacto o cortical el cual tiene una porosidad baja, menor al 15% de su volumen total, y se encarga de servir como protección superficial, mientras que la capa interna de hueso se conoce como esponjoso o trabecular, tiene una porosidad superior al 70% de volumen y sus poros se rellenan de líquido de forma que se absorba una gran cantidad de energía en caso de impacto.

En lo referente a las células que componen los huesos podemos encontrar:

- Osteoblastos en la parte interna del hueso con la función de formar nuevo tejido óseo y organizar y mineralizar la matriz extracelular. Su principal producto es el colágeno tipo I que establece más del 90% de las proteínas óseas que forman la matriz.

- Osteocitos localizados también en la parte interna del hueso y encargados de mantener la integridad del hueso. Son osteoblastos maduros rodeados de matriz ósea.
- Osteoclastos ubicados en la superficie de los huesos con la función de absorber y eliminar tejido óseo no deseado mediante la acción de enzimas lisosomales.

A la hora de diseñar una prótesis tanto de hombro como de cualquier tipo, es importante tener en cuenta las medidas que se van a utilizar para que, al momento de implantarse, no se dé ningún problema relacionado con un fallo en el tamaño de la misma y se pueda insertar de manera adecuada.

Por un lado, podemos encontrar aquellas medidas relacionadas con el hueso húmero, las cuales se han obtenido a través de la página tres del atlas de osteología humana (monografías), teniendo dicho hueso una longitud aproximada de 23,3 centímetros en hombres y 20,63 en mujeres y poseyendo la cabeza humeral un diámetro de 4,44 centímetros y 3,79 centímetros también diferenciados según el sexo. Dicha cabeza humeral estará anatómicamente orientada con un ángulo de 130° desde la diáfisis. Estas diferencias anatómicas se deberán tener en cuenta al momento de fabricar el componente braquial de las prótesis.

Por otro lado, nos vamos a referir a la cavidad glenoidea, principalmente a sus diámetro cefalocaudal y anteroposterior, teniendo estos, según un estudio realizado por Romero, (2015) un tamaño de 3,70 ($\pm 0,12$) cm y 2,71 ($\pm 0,12$) cm respectivamente; de forma que podemos percatarnos de que dicha cavidad no es esférica, sino elipsoidea. La importancia de esta cavidad radica en que es la porción ósea del manguito de los rotadores, encargado de la estabilidad del hombro dada la inserción de la cabeza humeral en dicha cavidad con la ayuda de músculos y tendones.

1.3.2 Biomecánica de las articulaciones del hombro

Los diferentes movimientos que pueden llevar a cabo las articulaciones se clasifican según los ejes en los que se vayan a realizar, es decir, según los planos en los que se vayan a mover los huesos articulares. Se definen los tres planos que atraviesan el cuerpo por la mitad anatómica. Podemos encontrar un plano coronal que divide el cuerpo en anterior y posterior, uno sagital que lo divide en

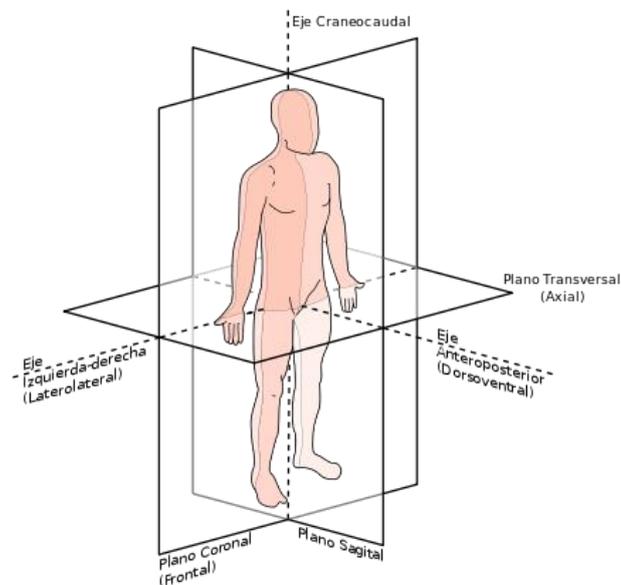


Figura 3. Planos anatómicos en un ser humano (Wikipedia)

izquierda y derecha (según la proximidad al eje, se denotarán los elementos del cuerpo como proximal si se encuentran cerca, media y distal si se encuentran lejos) y uno transversal que divide el cuerpo en superior o inferior (fig. 3).

Una característica común entre las dos articulaciones principales del hombro es el hecho de que ambas son esféricas o esferoideas, las cuales se caracterizan por tener tres grados de libertad y permitir movimientos de flexión, extensión, abducción, aducción, rotación interna y rotación externa, y consisten en el ensamblaje de la cabeza esférica ubicada en la epífisis de un hueso sobre la depresión cóncava de otro segmento articular (fig. 4). La combinación de los diferentes movimientos de esta clase de unión es la que capacita al hombro a realizar actividad en prácticamente cualquier dirección del espacio salvo algunas excepciones muy específicas debido a las limitaciones intrínsecas de los huesos, como sería el choque con la escápula en un movimiento de retroversión.



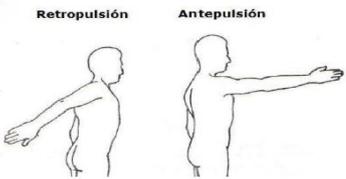
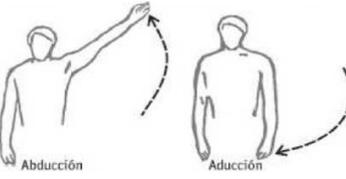
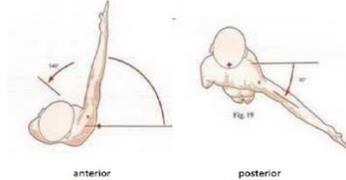
Figura 4. Esquema simplificado de una articulación de tipo esférico (grupo colaborativo ui1, 2014).

En lo relativo a su comportamiento mecánico, la articulación glenohumeral (fig. 2 A) está formada por la cabeza del hueso húmero, la cual podemos encontrar en la epífisis del mismo, y la fosa glenoidea o cavidad escapular, una pequeña depresión de la superficie articular localizada en el ángulo lateral de la escápula. Esta articulación es conocida por ser la que permite mayor libertad de movimiento en el cuerpo humano. La existencia de tan elevada movilidad deriva en una baja estabilidad debido al poco soporte y resistencia ofrecidos por las superficies óseas. Debido a esto, la articulación del hombro es una de las más frecuentemente lesionadas del cuerpo.

Por otro lado, en el caso de la articulación esternoclavicular (fig. 2 B), a pesar de remitir directamente en el movimiento del hombro, está compuesta por dos huesos que podemos encontrar en el tórax como son el esternón, ubicado en la línea media del cuerpo, y la clavícula, situada a ambos laterales del tronco. A pesar de ser una articulación de tipo esférica, se puede llegar a considerar de silla de montar o encaje recíproco debido al bajo grado de rotación que permite. Al igual que el encaje glenohumeral, es una articulación con un bajo nivel de integridad debido a la escasa zona de contacto que podemos encontrar entre los diferentes huesos que la conforman.

El movimiento del hombro, a pesar de ser muy amplio, no es total y se dan ciertas limitaciones en los diferentes planos anatómicos debido a la propia forma de los huesos y su forma de relacionarse (tabla 1).

Tabla 1. Movimientos del hombro en los diferentes planos (Serrano, 2023)

Imagen	Plano	Movimiento	Ángulo
	Sagital	Antepulsión	180°
		Retropulsión	50°
	Coronal	Abducción	180°
		Aducción	30°
	Transversal	Anterior	135°
		Posterior	45°

El hueso es un material con propiedades biomecánicas muy adecuadas, pero tras la aplicación de determinadas cargas puede llegar a generarse deformación en el mismo e incluso rotura. Al ser el hueso un material anisotrópico, dependiendo de la forma de aplicación de las cargas, vamos a obtener unos resultados mecánicos u otros como podemos ver en los datos obtenidos por Mendoza en 1998 (tabla 2).

Tabla 2. Propiedades mecánicas del tejido óseo (Mendoza, 1998)

	Propiedad	Magnitud
Tracción	Resistencia última	76.6 MPa
	Esfuerzo de fluencia	69.2 MPa
	Módulo de elasticidad	7.7 GPa
	Deformación elástica	0.8%
	Deformación total	1%
Compresión	Resistencia última	107.5 MPa
	Esfuerzo de fluencia	86.9 MPa
	Módulo de elasticidad	10.8 GPa
	Deformación elástica	0.85%
	Deformación total	180%
Flexión	Resistencia última	90.4MPa
	Esfuerzo de fluencia	75.9 MPa
	Módulo de elasticidad	9.85 GPa
	Deformación elástica	0.84%
	Deformación total	1.4%

1.3.3 Patologías del hombro

Como se ha mencionado previamente, el hombro posee un total de 4 articulaciones, todas ellas susceptibles a la presencia de diferentes patologías, tanto generales como específicas. Se puede llegar a producir la combinación de más de una dolencia al mismo tiempo.

Podemos encontrar que el malestar sufrido se da por causa de la presencia de enfermedades como la artritis, la cual consiste en inflamación de la membrana sinovial por una respuesta autoinmune, o la artrosis (fig. 5), que se trata de la degeneración que se da en el cartílago articular y se debe a factores como traumatismos, obesidad y mayormente, la edad. Por otro lado, factores externos como las condiciones de humedad ambiental también pueden afectar al comportamiento de los huesos y articulaciones. También es posible que se requiera la realización de una artroplastia (extracción de la articulación y sustitución por un implante protésico) debido a fracturas, principalmente por contusión severa en la parte distal del hueso o por traumatismo en pacientes con un bajo grado de densidad ósea.



Figura 5. Artrosis severa glenohumeral (Alcántara, 2022)

Al momento de implantar una prótesis, se tienen en cuenta una gran variedad de factores, como serían el sexo, la edad del paciente o las expectativas de vida. Se realiza un implante si se considera que se va a disminuir permanentemente el dolor del atendido, si la articulación ha sido destruida de manera irrevocable y por tanto tiene los huesos o muy frágiles o dañados y cuando es necesaria la extracción de la articulación debido a la aparición de un tumor óseo que deriva en necrosis.

Es importante conocer que las prótesis de hombro sustituyen, de manera mayoritaria, la articulación glenohumeral debido a su gran importancia en la movilidad y ya que es la articulación que más suele fallar dada su baja estabilidad. Las indicaciones generales para la artroplastia glenohumeral son el dolor crónico y la alteración funcional debida a diferentes factores como sería la pérdida de cartílago.

A lo largo de los años se han obtenido diversos resultados por parte de profesionales pertenecientes a entidades como el Servicio Galego de Saúde (García y Rey, 2001) indicando cuales son las principales causas de estas dolencias, llegando así a una lista de las principales patologías que derivan en la necesidad del uso de una prótesis de hombro, siendo las tres primeras las más frecuentes:

- Artritis sintomática
- Artritis reumatoide
- Artrosis postraumática

- Necrosis en la cabeza humeral
- Fractura de la extremidad proximal del húmero en cuatro o tres fragmentos.
- Luxación de la cabeza humeral
- Resección tumoral

De la misma forma que tenemos una serie de indicaciones que nos dan información sobre la necesidad de la aplicación de una prótesis, también podemos encontrar una serie de contraindicaciones en caso de suponer un riesgo para la vida del paciente o para su integridad física de forma que, en lugar de mejorar la condición del sufrido, la empeore.

Estas contraindicaciones pueden dividirse en relativas o absolutas, dependiendo del grado de indisposición de la zona afectada. En caso de que el implante de la prótesis se vea completamente inutilizado debido a la presencia de una infección activa, a la ausencia funcional del deltoides o a un hombro paralítico, estaremos hablando de contraindicación absoluta. Por otro lado, si la zona circundante a la articulación a sustituir ha tenido severa destrucción ósea o ha sufrido infección mientras la prótesis estaba insertada o si la reacción general del paciente es negativa ante la posibilidad de tener un implante, nos encontraremos ante un caso de contraindicación relativa.

1.4 ESTADO DEL ARTE

1.4.1 Prótesis actuales

Las prótesis disponibles actualmente consisten en un implante metálico, el cual puede ser tanto esférico como cóncavo, que reemplaza la cabeza humeral, el cual se encuentra conectado a un vástago de diámetro variable. Este sirve para poder recurrir a la utilización de fijación por cementación, en caso de ser necesario debido a la falta de un ajuste de presión adecuado, aunque también se puede mantener sujeto a presión directa o “press-fit”. El uso de cementación para la fijación dificultaría un posible reemplazo a futuro debido a la posibilidad de dañar el hueso a la hora de su extracción.

Cabe destacar que, se produzca la fijación que se produzca, va a haber cierta estabilización relacionada con la osteointegración que se va a producir debido al crecimiento de osteocitos y matriz ósea en el interior de los microporos que se encuentren en la prótesis.

Para fomentar la aparición de poros podemos aplicar diferentes métodos que nos permitan moldear a voluntad la superficie del material de las prótesis:

- El método de colada consiste en el vertimiento directo de material, fundido y correctamente ajustado, al molde hasta el llenado completo de este y a través del precedente sistema de distribución, ocurriendo así una solidificación continua de metal líquido.
- La sinterización es, según Ángel Silvio et al. (2017), el proceso de aplicación de presión y temperatura elevada a uno o varios elementos en polvo para su correcta compactación. Este proceso minimiza la pérdida de materiales, aprovechando la mayoría de los granos del material.
- El spray térmico o rociado térmico es, según Lutz-Michael Berger (2015), un proceso en el cual materiales en polvo o alambre se calientan y se aceleran hasta velocidades supersónicas

hacia la superficie de un sustrato, permitiendo depositar capas de un material seleccionado y en condiciones de fusión sobre una superficie, generalmente metálica, mejorando así sus propiedades específicas.

- Se conoce como preforma al modelo que se busca obtener y se conforma de manera previa a la deposición del material, para que así este busque adaptar su forma, de manera que podamos obtener o la forma deseada o una aproximación a esta.

Para facilitar la correcta rotación del sustituto de cabeza humeral, se ancla en la cavidad glenoidea una pieza de polietileno o metal lisa (fig. 6) que posea un radio de curvatura idéntico al del componente humeral, de forma que se minimice el desgaste entre ambas partes y se maximice el movimiento articular. Esta última pieza se mantiene sujeta o por cementación o por el uso de tornillos u otros elementos de anclaje.

Dependiendo de la libertad de movimiento que se da entre las dos inserciones, encontramos diferentes tipos de prótesis. Si el componente humeral y el glenoideo están conectados se conocen como constreñidas. Si encontramos que se limitan ciertos movimientos debido al tamaño del componente glenoideo, podemos diferenciar prótesis semiconstreñidas. Por último, si hay libertad de movimiento total entre ambos componentes, aparecen las prótesis no constreñidas.

Es esperable que a mayor libertad de movimiento tenga la articulación, más rango de movimientos tendrá el paciente, pero menor será la estabilidad presente, aumentando el riesgo de luxación o de otro problema articular.

Sujeto a si vamos a sustituir parte de ambos huesos articulares, o tan solo la cabeza humeral, encontramos que la artroplastia puede ser o total o hemiarthroplastia respectivamente (fig. 6). El uso de una u otra variará teniendo en cuenta las ventajas e inconvenientes de ambos procedimientos. Las hemiarthroplastias se realizan con mayor facilidad y velocidad en el proceso quirúrgico, pero son menos consistentes para el alivio del dolor y pueden implicar resultados negativos con el tiempo debido a la erosión del hueso. Por otro lado, a pesar de que la artroplastia total es más eficaz y permite una mejor movilidad, es más dificultoso, más lento, susceptible a aflojamiento e incita a rotura más frecuente del músculo subescapular. Cabe destacar que, dado la anatomía natural del hombro, las hemiarthroplastias no son aplicables en el caso de prótesis de tipo invertido.

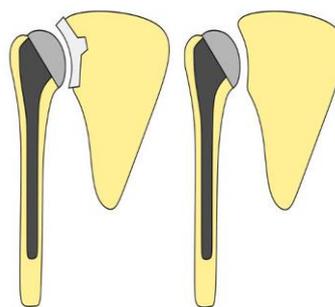


Figura 6. Artroplastia total y hemiarthroplastia anatómicas (Roza, 2020)

Por otro lado, es también importante destacar que las prótesis pueden diferenciarse según su capacidad de adaptabilidad a la configuración anatómica del paciente. Debido a esto encontramos prótesis monobloques, las cuales consisten en una prótesis conformada por una única pieza de tallaje limitado, o prótesis modulares, en las cuales sus porciones son separables y ajustables de modo que se pueda seleccionar cada pieza dependiendo de la anatomía del paciente, dotando así al implante de

diversas posibles combinaciones de vástagos con cabezas modulares, lo cual permite una mayor adaptabilidad. A día de hoy prácticamente todas las prótesis de hombro son modulares.

Un tipo de prótesis que combina tanto el hecho de ser monobloque como el de consistir en una hemiartroplastia es el implante de rejuvenecimiento. Al contrario que las artroplastias convencionales, en esta no se elimina la cabeza humeral para reemplazarla, sino que se trata de un escariado de la porción proximal de la cabeza para la posterior colocación de una tapa metálica sobre la misma a modo de recubrimiento (fig. 7).



Figura 7. Prótesis de rejuvenecimiento (Burgess, 2009)

Los implantes de rejuvenecimiento son muy adecuados para pacientes jóvenes que presenten artritis articular, deformidad del húmero proximal o desgarros del manguito de los rotadores, aunque no podrán ser aplicados en caso de haber presente osteoporosis severa o fracturas del componente proximal del húmero, ya que el propio hueso no sería capaz de soportar la carga.

El modelo más utilizado en la actualidad se conoce como prótesis de Neer II, el cual es del tipo convencional o anatómica (fig. 8). En esta clase de inserto, la pieza glenoidea va a variar de tamaño según el estado en que se encuentre la cavidad a la que se adhiere. Generalmente va a ser del mismo tamaño que esta, pero si la cavidad glenoidea está muy destruida se utilizará además un soporte metálico. Por otro lado, si hay destrucción en el manguito de los rotadores se utilizará un modelo distinto conocido como prótesis invertida.



Figura 8. Prótesis de hombro tipo Neer II (Clínica Cemtro)

Estas prótesis invertidas, previamente mencionadas, destacan gracias al desarrollo llevado a cabo por Grammont y consisten en un modelo contrario al anatómico, con la porción humeral cóncava y la glenoidea convexa. Este modelo se utiliza en pacientes con el manguito de los rotadores destruido o

no funcional y, a pesar de presentar una funcionalidad menor a la que observamos con otros tipos de implantes, aporta una alta estabilidad a la articulación (fig. 9).

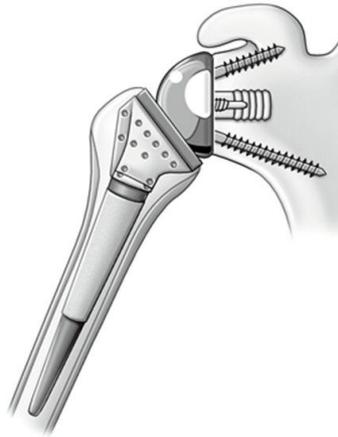


Figura 9. Prótesis invertida de hombro (Handelberg, 2009)

Para el desarrollo de este proyecto comparativo, vamos a tratar tanto la prótesis de Neer como la invertida de Grammont y se van a estudiar a fondo las diferencias a nivel mecánico entre estos dos tipos de ortopedia. A continuación, se van a versar ambas prótesis de manera individual de forma que podamos conocerlas en profundidad y saber más acerca de su uso y funcionamiento.

1.4.1.1 Prótesis anatómica de Neer

Esta prótesis fue desarrollada por el doctor Charles Neer (1917-2011), nacido en Vinita, Oklahoma y graduado en medicina por la Universidad de Pensilvania (Brand y Bigliani, 2011). El implante de la misma se indica para pacientes con fractura de hombro y con patologías causantes de disfunción de hombro como osteoartritis, artritis reumatoide y necrosis.

Neer desarrolló la prótesis (1955) tras observar que, al intentar únicamente recolocar dislocaciones de cabeza humeral fracturada, se obtenían resultados insatisfactorios debido a aparición de necrosis y anquilosis en la junta articular. Debido al fallo irremediable en la articulación, se decidió a reemplazar dicha cabeza ósea en cinco pacientes en los cuales se había producido ya la necrosis, obteniendo tras dicho reemplazo unos resultados de desplazamiento y rotación similares a aquellos que se obtendrían en pacientes sin afección en el hombro.

El diseño del dispositivo tenía como objetivo sustituir la superficie articular, incluyendo así una porción esférica en la parte superior de la prótesis, con condiciones geométricas similares a las de la porción más elevada del húmero y con los bordes pulidos y alisados para poder realizar un apoyo calcar aumentando así su equilibrio. En el cuello se dispone de un sistema de bridas que mejorase la fijación y redujese la rotación, de forma que esta última no fuese desorbitada. En dicho cuello también se incluiría un agujero para la unión de los fragmentos de la fractura a través de osteointegración. Por último, se tiene un cuerpo rígido longitudinal, denominado vástago, de unos 15 centímetros y diámetro variable entre 0.4 y 2.2 centímetros, dando lugar a 3 posibles prótesis (fig. 10).

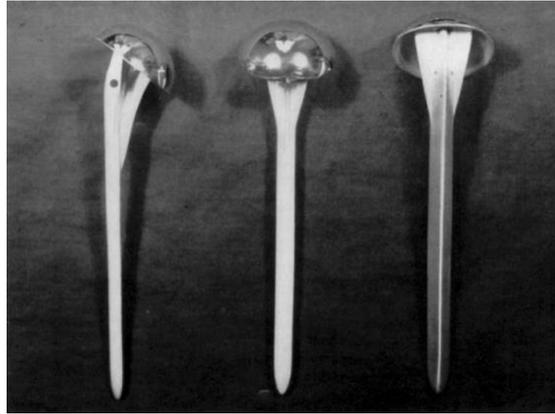


Figura 10. Modelos pequeño, mediano y grande de la prótesis de Neer (Neer, 1955)

Neer también redactó un procedimiento de sustitución (Neer, 1955), en el cual se trata la cuestión de cuando se debe realizar la artroplastia, indicando que la extracción de hueso humeral para su posterior reemplazo solo sería necesaria en pacientes sin unión anatómica entre la cabeza humeral y la cavidad glenoidea o en pacientes con dicha cabeza fragmentada. En el resto de los pacientes se podría sustituir únicamente la superficie articular, sin tener en cuenta los componentes completos de la articulación.

El reemplazo completo inmediato será normativo y necesario en 3 casos: Dislocación con extrusión de la cabeza anatómica, fractura por rotura de la cabeza y fractura por compresión de más del 50% de la superficie articular (fig. 11).

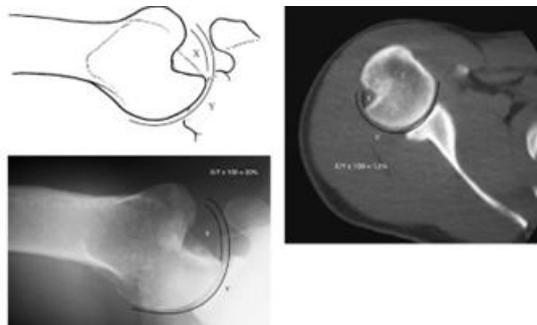


Figura 11. Fractura por compresión de la cabeza humeral del 12% (Chen, 2016)

El procedimiento de sustitución total consistiría en la extracción de la porción superior del hueso húmero con un posterior ensanche del canal medular de forma que podamos insertar el vástago pertinente. Una vez insertado el vástago, se acopla la cabeza prostética a la cavidad glenoidea.

Hay gran cantidad de estudios que demuestran la eficacia de este tipo de prótesis. En este trabajo, se toman los datos obtenidos en el artículo “La artroplastia de Neer en las fracturas complejas del húmero proximal” (Francés, 1998). En el mismo, se incluyen 32 pacientes a los cuales se les realizó una artroplastia completa debido a una fractura por rotura de la cabeza en 4 fragmentos, debido a lo cual y teniendo en cuenta lo analizado previamente, en caso de querer conservar la cabeza humeral aparecería necrosis.

En este mismo estudio podemos encontrar una amplia variedad en la inserción de las prótesis debido a diferentes tamaños en los vástagos y debido al método de fijación, encontrando tanto cementación como encaje a presión, debido a las diferencias anatómicas entre los pacientes.

Tras evaluar los resultados utilizando el criterio de evaluación de Neer (1983), se obtuvo que un 62% de los pacientes notaba un dolor de baja intensidad, un 25% notaba dolor al realizar actividades físicas y un 12% notaba dolor moderado o elevado. Por otro lado, teniendo en cuenta la fuerza muscular, un elevado 25% de los pacientes no podía apenas realizar esfuerzo físico con la articulación debido a un pobre balance de la misma.

En conjunto se obtuvo que tan solo un 10% de los tratados podía seguir realizando los mismos esfuerzos que antes de la lesión, mientras que un 90% tenía algún tipo de limitación, ya fuese leve o grave. Sin embargo, ninguno de los pacientes se veía incapaz de realizar vida normal por lo que se puede concluir que esta prótesis, a pesar de sus limitaciones, permite a los individuos tratados volver a un estado de relativa normalidad.

También es importante tener en cuenta la movilidad del hombro tras la artroplastia. Según el estudio de Berth, A. y Pap, G. (2013), en postoperatorio se observa que el hombro puede moverse $109,6 \pm 13,7^\circ$ en anteversión, $101 \pm 13,6^\circ$ en abducción y $51,5 \pm 11,2^\circ$ en rotación externa, implicando buenos resultados en comparación con los presentados en pacientes sanos (Tabla 1)

Debido a sus limitaciones, principalmente debidas al grado de dolor, aunque decente eficacia, se ha desarrollado con los años una prótesis conocida como Neer II (fig. 12). A parte de la porción humeral conformada por cabeza, cuello y vástago, posee una pieza de polietileno la cual se inserta en la cavidad glenoidea de forma que la cabeza prostética no se desplace directamente sobre el omoplato.



Figura 12. Prótesis de Neer tipo II (García y Rey, 2011)

Esta pieza de polietileno posee el mismo radio de curvatura que el componente humeral y su tamaño variará en función de ciertos aspectos, como se menciona previamente en este mismo trabajo. Generalmente tendrá el mismo tamaño que la cavidad glenoidea y se añadirá un soporte metálico en pacientes jóvenes o con una cavidad muy destruida. En los casos en los que el manguito de los rotadores esté muy destruido, se utilizará una pieza de polietileno de mayor tamaño.

1.4.1.2 Prótesis invertida de Grammont

El desarrollo de esta prótesis viene de la mano del médico ortopédico Paul Grammont, nacido en Salins-les-Bains, Francia durante abril del año 1940 (Boileau, P, 2011). Como se menciona

previamente, la principal indicación para el uso de esta prótesis es la deficiencia o daño severo presente en el manguito de los rotadores.

Según el artículo desarrollado por Emmanuel Baulot et al. (2011), el planteamiento que llevó a Grammont a su invención fue que, debido a la evolución humana y a la capacidad adquirida de erguirse y, por tanto, a no necesitar realizar un apoyo cuadrúpedo, las personas realizamos acciones físicas las cuales superan nuestras capacidades.

Esta evolución nos ha llevado a una cierta atrofia en el músculo supraespal y a la laceración de una porción del acromion para corregir esta menor fuerza muscular. La unión de estos dos cambios evolutivos deriva en una mayor movilidad en la articulación del hombro a expensas de una menor rigidez y resistencia.

Según él, la liberación del miembro superior derivó también en una inversión de los roles desarrollados entre el húmero y la escápula, razón por la cual se planteó fabricar una prótesis invertida a nivel morfológico que nos permitiese revertir estos cambios evolutivos para perder cierta fragilidad en la articulación del hombro.

En conclusión, el planteamiento final de este médico fue que había que empezar a proponer posibilidades más allá de la anatomía convencional, teniendo en cuenta la reconstrucción funcional y su efectividad. Él mismo decía que al paciente que había perdido una función no le importaba el diseño de la prótesis, sino la recuperación de dicha función (1993).

El primer diseño consistía en tan solo dos componentes, los cuales eran 2/3 de una esfera metálica o cerámica insertada en la cavidad glenoidea y una cajetilla con forma esférica cóncava de la forma de 1/3 de una esfera ubicada en la porción humeral a través de un pequeño vástago (fig. 13).



Figura 13. Prototipo de prótesis de Grammont (Boileau, 2005)

Posteriormente a este diseño inicial se fueron añadiendo modificaciones tales como ampliar las dimensiones de la cajetilla a 1/2 de una esfera o la ampliación de las dimensiones del vástago para que pudiese así fijarse mejor al hueso trabecular del húmero, llegando con el tiempo a unos resultados similares a los que podemos observar en la figura 9.

Al igual que con la prótesis de Neer o con cualquier otro tipo de prótesis, podemos encontrar gran variedad de estudios a través de los cuales conocer la seguridad aportada por estos y su integración en el organismo humano. Un estudio que podemos observar (Bertona, B., 2017) fue realizado en 82 pacientes, observando el desarrollo de las prótesis en un lapso de 5 años.

De estos 82 pacientes, 43 sufrían de artropatía por el manguito rotador (fig.14), 26 de fracturas en la articulación, 5 de artrosis primaria y otros 5 de pendientes de revisión. Se observó que, tras la operación, se dieron mejoras en los pacientes de las 4 patologías.



Figura 14. Desgarro del manguito de los rotadores (Fisionatura, 2018)

Cabe destacar que, en aquellos pacientes con fracturas, se pasó de tener una movilidad nula a una movilidad ligeramente inferior a la del resto de pacientes, por lo que, a pesar de tener una movilidad menor a aquella dada en personas sin prótesis o personas con otras patologías, la artroplastia en estos casos es un método muy recomendado.

También cabe destacar que en aquellos pacientes que sufren de artrosis primaria, si que se dan unos valores de movilidad bastante inferiores a los del resto de pacientes, habiendo por tanto una mejora menos significativa, por lo que es posible que la aplicación de prótesis invertida en pacientes artrósicos no sea la más adecuada.

En este mismo estudio, tras la artroplastia se presentaron unos valores de 111,5° de anteversión, 95° de abducción y 27,1° de rotación externa.

Es importante tener en cuenta que en un 20% de los pacientes hubo complicaciones, debidas principalmente a fracturas periprotésicas y a aflojamiento glenoideo, por lo que muchos de estos afectados requirieron de cirugía de revisión.

1.4.1.3 Fallos en las prótesis

Las prótesis articulares y en general, cualquier tipo de implante, pueden llegar a plantear problemas en la fisionomía del paciente a corto, a medio y a largo plazo debido a diferentes reacciones con este, tanto químicas como físicas. Estos problemas son causa de revisión y suelen requerir de tratamiento por parte de un cirujano. Según el análisis efectuado por Bohsali et al. (2006, octubre), aproximadamente un 15% de las prótesis presenta complicaciones.

El estudio de Rodríguez-Piñero, Rodríguez-Burgos y Cárdenas (2007), nos indica que uno de los inconvenientes que encontramos a corto plazo es la aparición de rigidez articular, la cual se puede tratar bien mediante la realización de una artroscopia para observar correctamente la zona articular y eliminar adherencias y otros elementos bloqueantes del movimiento. Durante este periodo de tiempo temprano tras la artroplastia, otra de las complicaciones que más destaca es la inestabilidad secundaria a una prótesis, la cual suele ser solucionada mediante el reemplazo de la cabeza humeral y se produce debido a un tamaño inadecuado de esta.

El mismo estudio nos habla de que problema más frecuente con el que nos podemos topar es el conocido como aflojamiento protésico (fig. 15), el cual, como su nombre indica, consiste en el fracaso en la adecuada fijación de la prótesis al paciente debido a fallos al momento de realizar la cementación o a una mala osteointegración. Este problema puede ocurrir tanto en el componente glenoideo como en el humeral y se debe priorizar su resolución, optimizando y perfeccionando el desarrollo de las prótesis para permitir un crecimiento del hueso más adecuado y con menor margen de error.

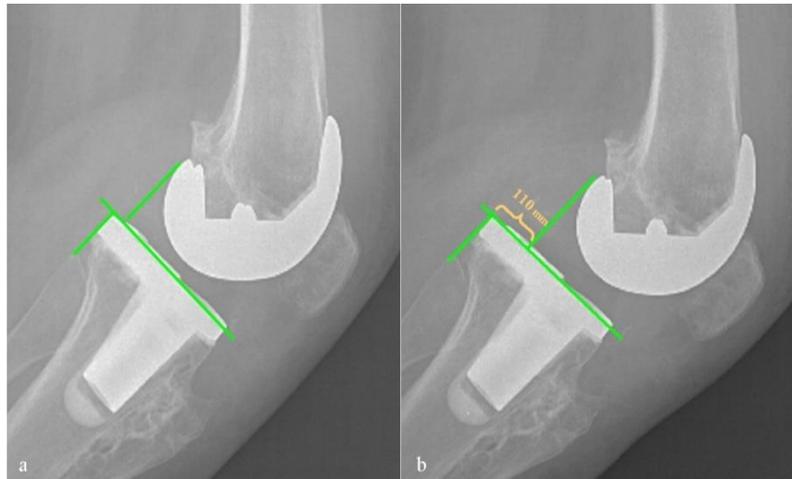


Figura 15. Aflojamiento de prótesis de rodilla (Josué Calderón Gamba)

También se pueden presentar fracturas periprotésicas, las cuales se presentan en un 11% de las complicaciones y se asocian a factores como el sexo femenino, la edad avanzada y la mala calidad ósea. Esta clase de fracturas pueden aparecer durante la cirugía o a posteriori, recibiendo el nombre de intraoperatorias y postoperatorias respectivamente. Las primeras están relacionadas con errores quirúrgicos tales como exceso de presión durante la implantación o un fresado erróneo y se tratan mediante el uso de cerclajes en fracturas proximales y vástagos en distales durante las revisiones. Por otro lado, las fracturas postoperatorias se tratan tanto de manera quirúrgica como no quirúrgica dependiendo de las necesidades del paciente y de la prótesis. Según los estudios de Kumar et al. (2004) no es necesaria intervención operatoria en caso de fracturas con extensión en sentido proximal y aquellas que afecten a la diálisis distal.

Por otra parte, debido a la presencia de un material desconocido en el entorno fisiológico, puede aparecer infecciones las cuales deberán ser tratadas con un cisma en los tejidos afectados y un cambio de prótesis, pues el uso de antibióticos será ineficaz, ya que la infección volverá a aparecer mientras el material extraño o con mala reacción siga presente.

En última instancia podremos encontrar lesiones nerviosas, principalmente en el nervio axilar, debido a una extensión de este durante la cirugía. Esta elongación es reversible y no supondrá una complicación a no ser que afecte al músculo deltoides.

1.4.2 Materiales

Para la correcta fabricación de prótesis e implantes se tiende a la utilización de metales debido a sus propiedades físicas como, por ejemplo, la resistencia a tracción, la resistencia a compresión o la tenacidad. Los metales seleccionados deben presentar también una buena resistencia a corrosión para que no se produzca oxidación en el inserto y, por tanto, no se generen partículas de deshecho que puedan dañar el organismo. Los metales que mejor se adecuan a estos requisitos son los aceros inoxidable, las aleaciones de titanio y las aleaciones cromo-cobalto, las cuales serán utilizadas para la fabricación del componente humeral durante el desarrollo de la prótesis de hombro.

El primer material a destacar es el acero inoxidable, el cual consiste en una aleación de carbono, hierro y cromo en adición a otros elementos aleantes como podrían ser el níquel o el molibdeno. Debido a las propiedades intrínsecas del carbono, este reacciona con el oxígeno del organismo formando así una capa pasivadora que impide la corrosión del hierro y, por tanto, de la aleación. Estos materiales metálicos presentan diferentes propiedades según los aleantes que añadamos, pero todos ellos se caracterizan por tener un módulo elástico compatible con el del hueso humano y una elevada tensión de rotura, aparte de la ya mencionada resistencia a la corrosión.

En las últimas décadas, gracias a diversos estudios entre los que se encuentran los artículos de F. J. Gil, J. A. Planell y M. Ginebra (1999), las aleaciones de titanio son las más reconocidas al momento de realizar un implante o una prótesis debido a su elevada biocompatibilidad relacionada con su resistencia a la corrosión. Dentro de esta clase de aleaciones podemos encontrar diferentes subtipos que se caracterizan tanto por su composición como por sus propiedades. Las aleaciones Ti-6Al-4V (fig. 16) son las más utilizadas debido al equilibrio que encontramos entre sus propiedades mecánicas y gracias a su gran capacidad de conformabilidad producto de su estructura bifásica $\alpha+\beta$. También encontramos las aleaciones tipo β , las cuales retienen la fase beta del titanio obteniendo así una muy alta resistencia y elevada capacidad de deformación ya que no pueden endurecerse puesto que no precipitan la fase alfa.

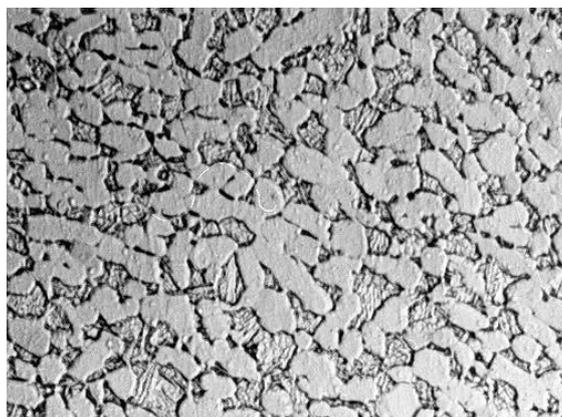


Figura 16. Microestructura del Ti-6Al-4V (Gil, 1999)

Por último, dentro de las aleaciones metálicas encontramos las cromo-cobalto las cuales, por carácter general, al utilizarse para la fabricación de implantes, contienen también molibdeno, conformando así las aleaciones Co-Cr-Mo presentando excelente resistencia a fatiga, desgaste y corrosión y una gran biocompatibilidad. También tienen una elevada resistencia gracias a la presencia de Mo.

Sin embargo, cabe recalcar que el implante glenoideo, aunque tiene la posibilidad de ser fabricado en metal debido a la baja tasa de desgaste y deterioro que se da entre el contacto metal-metal, suele

fabricarse a partir de materiales poliméricos debido a la fácil fabricación, fácil mecanización y bajos costes de estos materiales. Presentan una interesante propiedad al transferir las sollicitaciones mecánicas de la articulación de una manera más fisiológica que la que producen los materiales metálicos.

El polímero que suele ser utilizado a la hora de fabricar dicho fragmento prostético es el polietileno, el cual es un material ligero y flexible pero resistente y que no produce ni sustancias nocivas ni deja pasar microorganismos, por lo que reduce de manera considerable el riesgo de infección en el individuo.

Es importante destacar que el uso prolongado de piezas de polietileno, durante un seguimiento de 12 años, llega a producir desgaste en aproximadamente el 11% de los pacientes que han requerido una intervención de prótesis de cadera, según el estudio realizado por los doctores H. Fahandezh-Saddi et al (2003). La aparición de este problema deriva en una intervención quirúrgica para el adecuado reemplazo del implante.

CAPÍTULO 2. METODOLOGÍA

2.1 ENTORNOS DE TRABAJO

Para el correcto desarrollo de este proyecto se ha requerido el uso de diferentes tipos de herramientas. En primer lugar, para diseñar y obtener un modelo adecuado y realista de las prótesis de hombro que vamos a evaluar, se ha optado por el uso del software de ingeniería y diseño SolidWorks, conocido por ser una herramienta CAD de alta precisión técnica.

Este programa también ha permitido realizar la posterior exportación de los archivos obtenidos en el mismo en formato STL al programa de análisis por elementos finitos ANSYS Workbench, de forma que se ha podido comprobar, analizar y validar el diseño previamente modelado en diferentes situaciones. Este programa es del tipo CAE, es decir, consiste en una herramienta de análisis de ingeniería asistida por computador.

2.1.1. Diseño y modelado de las prótesis (CAD)

Como bien se ha mencionado previamente, para esta parte del proceso se ha utilizado el software CAD SolidWorks, el cual ha permitido tanto plasmar las cotas de las prótesis en 2D como modelar estas en 3D a partir de dichas cotas. La versión utilizada de dicho programa es la perteneciente al año 2022.

En este trabajo se busca comparar una prótesis anatómica de Neer II con una invertida de Grammont por lo que, para obtener un diseño adecuado de las mismas, se han utilizado como base dos diseños prostéticos facilitados por el técnico Rafael Pacheco, en representación de la compañía tecnológica Zimmer-Biomet. Los diseños en cuestión son el Comprehensive Anatómico Total, similar a una prótesis anatómica de tipo Neer II, y el Comprehensive Invertido, basado en las prótesis invertidas de Grammont (Zimmer Biomet, 2018).

2.1.1.1 Diseño y modelado del vástago

Encontramos para ambos tipos de prótesis una determinada cantidad de piezas que las componen, piezas de las cuales se pasará a hablar en los siguientes puntos. En los dos diseños se ha utilizado el mismo vástago, de 140mm de altura máxima y un radio de 10mm. La angulación dada entre el cuerpo del vástago y el encaje de la cabeza humeral es de 135° (fig. 17).

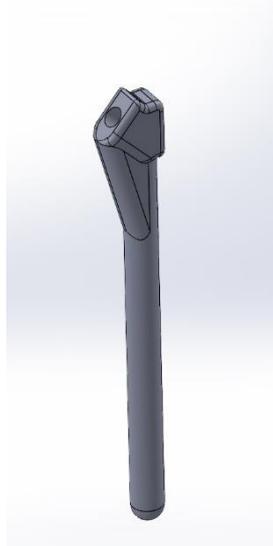


Figura 17. Modelo de vástago prostético para prótesis de hombro

2.1.1.2 Diseño y modelado de la prótesis anatómica

Esta prótesis (fig. 19) está compuesta de tres piezas, dos pertenecientes a la porción humeral y una ubicada en la cavidad glenoidea. En el cuerpo del húmero encontramos el vástago previamente descrito, sobre el cual está sujeta una cabeza humeral conformada por una porción esférica de radio 21mm y 24mm de alto. La sujeción entre ambas piezas se da por cementación a través de una protuberancia tubular ubicada en la parte plana de la semiesfera la cual tiene 8mm de largo y 6 de diámetro, con una incisión en el centro para mejor acomodación del cemento (fig. 18 A).

Por otro lado, en la porción glenoidea encontramos una lengüeta de 34mm de largo y un extremo de 20mm de ancho y el otro de 27mm, ubicado el extremo más ancho a 4mm de la parte inferior de la lengüeta y el más alto a 7.2mm, habiendo entre ambos extremos un desnivel (fig. 18 B).

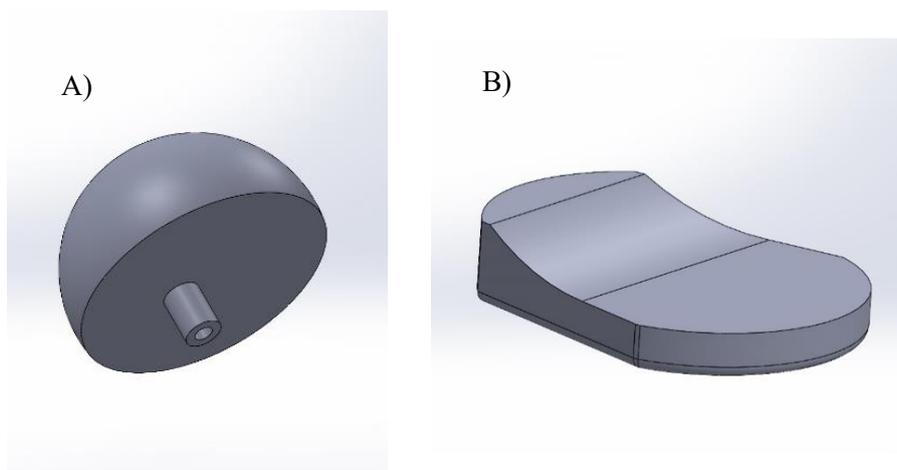


Figura 18. Piezas de prótesis anatómica.
A) Cabeza humeral y B) Base glenoidea



Figura 19. Prótesis de hombro anatómica

2.1.1.3 Diseño y modelado de la prótesis invertida

Este modelo (fig. 21) está formado por 4 piezas, 3 de estas ubicadas en el fragmento femoral y una en la cavidad glenoidea. Similar a la prótesis anterior, utilizamos el vástago descrito y mostrado en un comienzo. Sobre este ubicaremos una bandeja humeral de 42mm de diámetro, 4mm de alto y 2mm de profundidad con respecto a este alto. Al igual que en la cabeza humeral perteneciente a la prótesis anatómica, aparecerá un tubo encargado de simular la fijación por cementación (fig. 20).

Dentro de esta bandeja fijaremos un inserto similar a una semiesfera hueca de 42mm de diámetro y 1mm de espesor seccionada a 4,91 mm desde un extremo y en un ángulo de 9°. Dentro de dicha semiesfera reposará la porción glenoidea conformada por una semiesfera de diámetro 50.5mm, que es el que encontramos en el interior de la semiesfera hueca (fig.20).

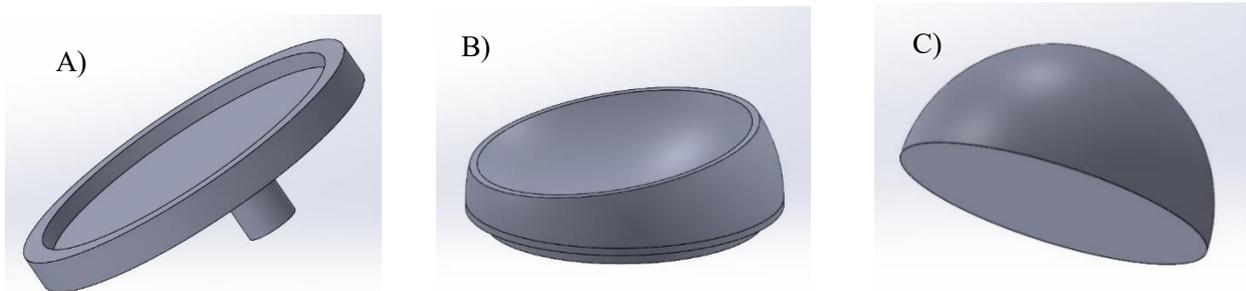


Figura 20. Piezas de prótesis invertida. A) Bandeja humeral, B) Inserto humeral y C) Glenosfera



Figura 21. Prótesis de hombro invertida

2.1.2 Herramienta de simulación ANSYS Workbench (CAE)

Tras el modelado en SolidWorks se ha llevado a cabo el análisis del comportamiento mecánico de ambas prótesis ante esfuerzos de abducción mediante el uso del programa CAE ANSYS Workbench, en su versión de 2023. Para realizar el análisis pertinente, el programa se organiza en siete módulos, cada uno de estos con una información específica a ser aportada (fig. 22):

1. **Celda *Static Structural*:** Indica que el ensayo a ser realizado, en este caso un ensayo de elementos finitos en el que el modelo utilizado se somete a unas cargas estáticas y se observa cómo se distribuyen las tensiones o como se deforma dicho modelo.
2. **Celda *Engineering Data*:** Permite la introducción de materiales nuevos que no se encuentren de manera natural en el programa junto a sus propiedades específicas.
3. **Celda *Geometry*:** Al usar esta celda aparece un entorno de modelado 3D, en el cual podemos tanto generar un modelo nuevo desde 0 como importar geometrías generadas en otros programas como AutoCAD o SolidWorks.
4. **Celda *Model*:** Se aplica a las diferentes partes del modelo el material por el que está conformado, incluyendo sus propiedades y características.
5. **Celda *Setup*:** Permite la aplicación de cargas en todo el espacio vectorial además de restricciones entre piezas, como la fijación de una porción de una pieza en el espacio de forma que no sufra desplazamiento o la obligación de que haya contacto entre 2 piezas.
6. **Celda *Solution*:** Indica los posibles resultados que se pueden extraer de la aplicación de las cargas al modelo.
7. **Celda *Results*:** Permite visualizar los resultados mencionados previamente

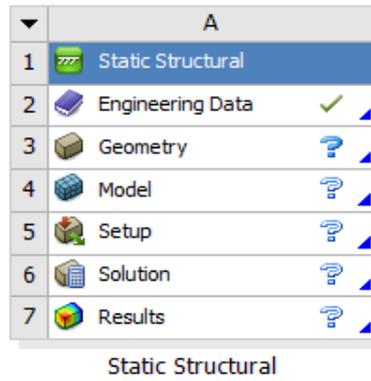


Figura 22. Modulo Static Structural de ANSYS Workbench

Es importante destacar que existe relación directa de cada celda con la anterior, por lo que, en caso de haber un fallo en una de estas, no se podrán obtener resultados.

En los próximos puntos se hablará en profundidad de los datos que se van a cargar en la herramienta de análisis y el razonamiento detrás de cada una de estas selecciones.

2.1.3. Método de elementos finitos (MEF)

Debido a la complejidad del análisis del comportamiento de fuerzas puntuales en un modelo 3D, se va a trabajar con el método de los elementos finitos. Este método se encarga de resolver de manera aproximada aquellos problemas con presencia de física y matemáticas en los que, debido a la aplicación de las condiciones de contorno, la geometría de la composición y la presencia de ecuaciones diferenciales, no se puede plantear un análisis por métodos analíticos.

Este método se basa en la simplificación y discretización de la geometría de un modelo de forma que se puedan encontrar soluciones de interés en puntos discretos, posteriormente interpolados para la reconstrucción de una solución continua. Dichos puntos discretos se conocen como nodos, los cuales se unen para formar geometrías simples o elementos los cuales también se juntan formando una malla, la cual compone la geometría del modelo.

La conversión de la geometría monobloque en una compuesta por distintos elementos hace que se pierdan datos y por tanto el resultado final sea aproximado y dependiente del número de elementos que se han construido.

Para calcular cómo se comporta la geometría en conjunto necesitaremos saber el comportamiento de tensión y deformación de cada uno de los elementos debido a las cargas que se aplican en sus respectivos nodos. La aplicación de estas cargas forma los conocidos como vectores de desplazamiento nodales, los cuales muestran los movimientos multidireccionales de dichos nodos (Fig. 23):

$$\bar{u}^e = [U_1 \ V_1 \ U_2 \ V_2 \ U_3 \ V_3 \ U_4 \ V_4] \quad (1)$$

Los desplazamientos mencionados se pueden aplicar también tridimensionalmente e interpolar para obtener el desplazamiento de cada elemento de una geometría.

$$u \approx N * u^e \quad (2)$$

Siendo:

N = Matriz de funciones de forma

u^e = Vector de desplazamientos nodales

La deformación dentro de cada elemento vendrá definida por la diferenciación del campo de desplazamientos mediante un operador diferencial L .

$$\varepsilon = L * u \quad (3)$$

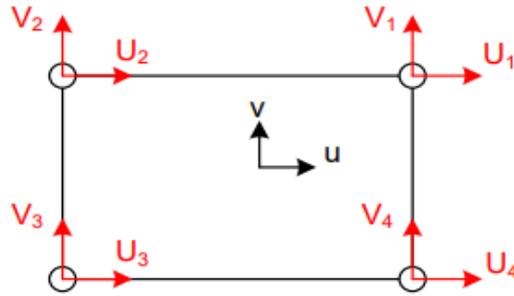


Figura 23. Desplazamientos nodales (Celigüeta-Lizarra, 2011)

Estas deformaciones las podemos utilizar para obtener las tensiones presentes en cada punto teniendo en cuenta la matriz de deformación del material, la cual indica las propiedades a deformación del mismo:

$$S = \begin{bmatrix} 1/E & -\nu/E & -\nu/E & 0 & 0 & 0 \\ -\nu/E & 1/E & -\nu/E & 0 & 0 & 0 \\ -\nu/E & -\nu/E & 1/E & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1/G & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1/G & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1/G \end{bmatrix} = D^{-1} \quad (4)$$

Y aplicando la Ley de Hooke:

$$\sigma = D * (\varepsilon - \varepsilon_0) + \sigma_0 \quad (5)$$

Donde encontramos:

S = Matriz de deformación del material

E = Módulo de Young

G = Módulo de rigidez

ν = coeficiente de Poisson

ϵ_0 = Deformación inicial

σ_0 = Tensión inicial

El objetivo será el de obtener el campo de desplazamientos para posteriormente localizar las tensiones puntuales.

Para el desarrollo del método es necesario obtener el funcional a minimizar por lo que, en primer lugar, debemos conocer el balance de energía en el interior del cuerpo de interés, el cual se obtiene:

$$\Pi_p = \Pi_s - W_p \quad (6)$$

Donde Π_p se corresponde con la energía potencial total del sistema, Π_s con la energía almacenada en la estructura tras una deformación y W_p con el trabajo realizado por las fuerzas que actúan sobre esta estructura. Se obtendrá la solución cuando Π_p sea mínima, es decir, cuando su derivada sea nula:

$$\frac{\delta \Pi_p(u)}{\delta(u)} = \frac{\delta \Pi_s(u)}{\delta(u)} - \frac{\delta W_p(u)}{\delta(u)} = 0 \rightarrow \delta \Pi_s(u) - \delta W_p(u) = 0 \quad (7)$$

Teniendo en cuenta que la densidad de energía almacenada en materiales elásticos lineales adopta la forma presente en la figura 24, podemos obtener que $d\Pi_s = \frac{1}{2} \cdot \sigma \cdot \epsilon \cdot dV$, obteniendo así la energía necesaria para las condiciones de equilibrio.

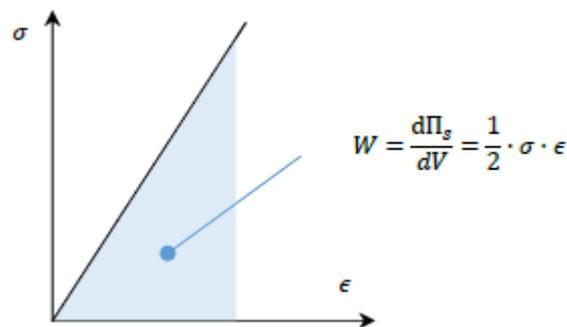


Figura 24. Función de densidad de energía de deformación para materiales elásticos lineales

Desarrollando los términos anteriores podemos determinar la ecuación que defina la energía potencial a minimizar:

$$\Pi_p = \int_v \frac{1}{2} ((Lu)^T D(Lu) - (Lu)^T D\epsilon_0 + (Lu)^T \sigma_0) dV - \int_v u^T b dV - \int_s u^T t dS - U^T P \quad (8)$$

Esta ecuación no tiende a tener solución analítica debido a la variedad en sus términos, por lo que es aquí cuando se acude al método de los elementos finitos, el cual, aplicando el método de formulación

de Rayleigh-Ritz, convierte los infinitos grados de libertad disponibles en un número reducido n , uno por cada escalar, aplicando:

$$u(x, y, z) = \sum_{i=1}^l a_i f_i(x, y, z), \quad v(x, y, z) = \sum_{i=l+1}^m a_i f_i(x, y, z), \quad w(x, y, z) = \sum_{i=m+1}^n a_i f_i(x, y, z)$$

Donde:

$a_i, i \in [1, \dots, n] = \text{Amplitudes escalares}$

$f_i, i \in [1, \dots, n] = \text{Funciones de interpolación}$

Una vez definida la energía potencial, será necesario discretizar la geometría del cuerpo a trabajar en elementos finitos. Para ello se utilizan las funciones de interpolación y se plantea que la suma de la energía potencial de cada elemento será igual a la energía potencial total.

$$\begin{aligned} \Pi p = \sum_{e=1}^{ne} \Pi_p^e = \frac{1}{2} \sum_e \int_{V^e} (\epsilon^T D \epsilon) dV^e - \frac{1}{2} \sum_e \int_{V^e} (\epsilon^T D \epsilon_0) dV^e + \\ \frac{1}{2} \sum_e \int_{V^e} (\epsilon^T \sigma_0) dV^e - \sum_e \int_{S^e} (u^T b) dS^e - \sum_e \int_{S^e} (u^T t) dV^e - U^T P \end{aligned} \quad (10)$$

Donde:

$ne = \text{Número de elementos de la malla}$

$\sum_e = \text{Sumatorio sobre los elementos de la malla}$

$V^e = \text{Volumen del elemento}$

$S^e = \text{Superficie del elemento}$

En casos tridimensionales como el nuestro, la forma más adecuada para un elemento es de un tetraedro, con 4 nodos y 4 funciones de forma. El valor del campo u en esta clase de figuras se puede calcular como:

$$u(x, y, z) = N(x, y, z) * u^e \quad (11)$$

Y aplicando la relación deformación desplazamientos, nos queda que:

$$\epsilon = L * u = L * (N^e \overline{u^e}) = B^e u^e \quad (12)$$

$$B^e = L * N^e \quad (13)$$

De forma que se puede cambiar la expresión de la energía potencial a:

$$\Pi p = \frac{1}{2} \sum_e u^{eT} k^e u^e - \sum_e u^{eT} f^e - U^T P \quad (14)$$

$$f^e = f_{\epsilon_0}^e + f_b^e + f_{\sigma_0}^e + f_t^e \quad (15)$$

Siendo k^e la matriz de rigidez del elemento que relaciona las tensiones aplicadas dentro de un elemento con su deformación asociada. Cada elemento posee una matriz independiente del resto de elementos.

Si aplicamos los conceptos de matriz de rigidez local y el vector de fuerzas nodales en toda la geometría, se puede obtener la expresión de la energía potencial en notación matricial:

$$\Pi p = \frac{1}{2} U^T K U - U^T F \quad (16)$$

Donde U será el vector con los desplazamientos nodales, K la matriz de rigidez y F el vector de fuerzas nodales.

Al aplicar el principio de mínima energía para obtener una forma estable y simplificar la ecuación anterior, se tiene que:

$$K U = F \quad (17)$$

De esta forma obtendremos una expresión correspondiente a un sistema de n ecuaciones de n incógnitas, siendo este n el número de grados de libertad del sistema y siendo la ecuación anterior la que nos dará los desplazamientos nodales en función de la fuerza aplicada en cada elemento.

2.1.4 Procedimiento de análisis

2.1.4.1. Hipótesis

Este análisis parte de diversas suposiciones. En primer lugar, contamos con que los materiales a emplear y que aparecen en el entorno CAE son lineales, isótropos y elásticos. También suponemos que en los modelos utilizados la zona que acumulará mayor cantidad de tensiones es la relación cabeza humeral – porción glenoidea, debido a que es la zona móvil de la prótesis y donde se concentran la mayoría de las cargas debido a su estructura.

Hay que tener en cuenta es que no todos los músculos del hombro ejercen la misma fuerza, sino que hay algunos que ejercen mayor influencia en el movimiento articular, por lo que serán estos los que buscaremos utilizar en el análisis.

Por último podríamos deducir, debido al estudio bibliográfico realizado durante el apartado de *Estado del arte*, que el funcionamiento de la prótesis anatómica debe aportar resultados similares a los que se encontrarían en un paciente sano, mientras que la invertida debería presentar un mejor equilibrio.

2.1.4.2. Preproceso

Importación de geometrías

En primer lugar, habremos de cargar en el programa de análisis las geometrías modeladas con ayuda del entorno CAD SolidWorks para posteriormente aplicarle determinados parámetros y poder trabajar sobre ellas (fig. 25).

Sobre la geometría introducida se realizará un mallado el cual, para las geometrías esféricas y curvas presentes en el modelo, será tetraédrico debido a que esta forma es la más adaptable dentro de las posibles (fig. 26). Este mallado será determinado por el programa y refinado gracias al uso de la opción *resolution* dentro del Workbench. Dicha opción permitirá definir mayor número de nodos a costa de gasto computacional. A mayor número de nodos, mejor distribución geométrica y exactitud, pero mayor coste. Utilizaremos un valor de resolución de 5 sobre un máximo de 7, lo cual aumentará el número de elementos de la malla.

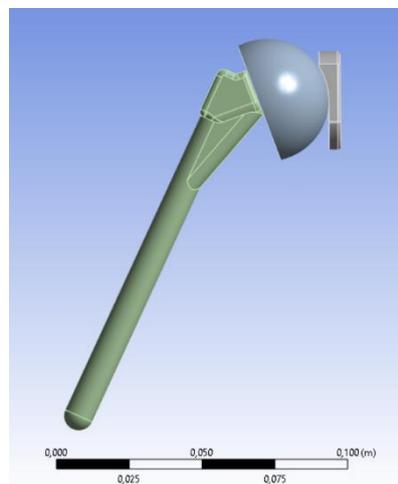


Figura 25. Modelo de prótesis anatómica a 25° en Ansys Workbench

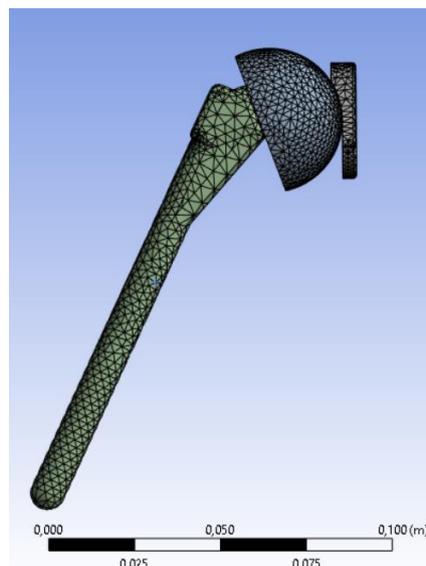


Figura 26. Modelo de prótesis anatómica a 25° mallado

Selección y asignación de materiales

A la hora de elegir los materiales que se van a utilizar en las distintas partes de la prótesis, la selección ha estado basada tanto en los documentos facilitados por Zimmer como en la diversa bibliografía vista durante el estado del arte de este mismo proyecto.

En ambas partes se ha observado que para las porciones prostéticas cóncavas es mejor utilizar elementos de polietileno de alta densidad (UHMWPE) mientras que para el resto de las prótesis es más destacable el uso de metales. Debido a esto, para los vástagos y la bandeja humeral nos hemos decantado por aleaciones de titanio de las cuales destaca el Ti6Al4V mientras que, para las esferas, incluyendo la glenófera en la prótesis invertida y la cabeza humeral en la prótesis anatómica, se ha decidido el uso de aleaciones Co-Cr-Mo.

Es necesario tener en cuenta las propiedades de los materiales a la hora de realizar un ensayo estático puesto que hay que comprobar que los materiales utilizados sobre las anatomías desarrolladas pueden soportar determinadas cargas. Para analizar esto en profundidad, es necesario conocer el módulo elástico o de Young y el coeficiente de Poisson de los materiales utilizados.

El módulo de Young es utilizado para caracterizar el comportamiento elástico de materiales, indicando mediante un diagrama tensión-deformación (fig. 27) la relación que hay entre la tensión aplicada en una dirección en un material con la deformación que sufre dicho material en la dirección sobre la que se aplican las fuerzas. El módulo de Young se representa mediante la ecuación 18 en la zona lineal del diagrama:

$$E = \frac{\Delta\sigma}{\Delta\varepsilon} \quad (18)$$

Siendo:

$\Delta\sigma$ = Variación de la tensión

$\Delta\varepsilon$ = Deformación

En los diagramas tensión-deformación de cada material aparece determinado punto denominado límite elástico. Este límite representa el punto máximo de tensión que puede sufrir el material sin derivar en deformaciones permanentes. Es también el punto a partir del cual se deja de seguir la Ley de Hooke, hasta la cual el material sigue un comportamiento lineal en la zona conocida como zona de comportamiento elástico.

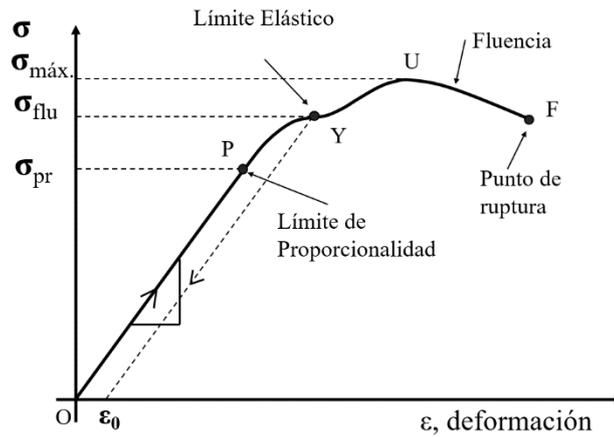


Figura 27. Curva tensión deformación y sus diferentes parámetros (Fitzgerald, 1996).

Por otro lado, tenemos el mencionado coeficiente de Poisson, el cual nos indica el estrechamiento de la sección de determinado material al aplicarle cargas continuas en una dirección, estirándolo. Matemáticamente se define como:

$$v = -\frac{d\varepsilon_{trans}}{d\varepsilon_{axial}} \quad (19)$$

Siendo:

$d\varepsilon_{trans}$ = variación dimensional transversal

$d\varepsilon_{axial}$ = variación dimensional axial o longitudinal

En nuestro caso buscaremos que el módulo de Young al aplicar cargas tenga valores menores al límite elástico del material, de forma que tengamos certeza de que las prótesis desarrolladas no van a recibir cargas, tras movimiento anatómicos, capaces de deformarlas permanentemente.

Por tanto, durante el análisis deberemos tener en cuenta tanto el módulo de elasticidad de los materiales utilizados, como el límite elástico de dichos materiales (Tabla 3) de forma que, cuando posteriormente sean agregadas las cargas, dicho límite sea mayor a la tensión máxima presente en nuestros modelos (Tabla 3).

Tabla 3. Módulo elástico, coeficiente de Poisson v y límite elástico de los materiales a utilizar

Material	Módulo de elasticidad (GPa)	Coefficiente de Poisson	Límite elástico (MPa)
Ti6Al4V	107	0,32	951
Co-Cr-Mo	210	0,46	560
UHMWPE	1,2	0,46	22

Definición y aplicación de cargas y restricciones

Tras la selección de materiales para cada pieza, será necesario elegir qué cargas van a ser aplicadas y en qué dirección, además de, para simular condiciones de contorno correctas, que porciones de la prótesis se encontrarán fijas.

Para definir las restricciones nos basaremos en distintos artículos, destacando el de Nérot, C. y Ohl, X. (2015). En este documento se observa que, tanto para la prótesis anatómica como para la invertida, el cuerpo del vástago se encuentra completamente fijo y acoplado al hueso del húmero, resaltando de la porción humeral únicamente la cabeza. Por otro lado, si se analiza el componente glenoideo, se puede destacar que la parte inmóvil es la proximal. La zona en la que se producirá mayor desgaste será la zona deformable, constituida por la relación entre la cabeza humeral y la parte exterior del inserto glenoideo (fig. 28).

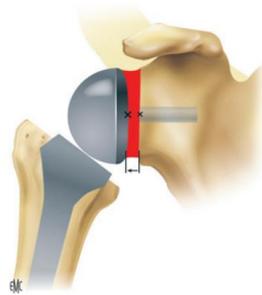


Figura 28. Fijación de la prótesis invertida de hombro (Néror, 2015)

Con esto vemos que en lo relativo a la porción humeral se fijará la totalidad del vástago libre mientras que para la parte glenoidea la fijación será en la zona de contacto con la cavidad de la glenoides (fig. 29).

Es necesario indicar que la relación entre el vástago y la cabeza es fija, mientras que la que se da entre la cabeza y la porción glenoidea permite deslizamiento, sin tener en cuenta la fricción.

Por otro lado, será necesario conocer las cargas fisiológicas que van a ser aplicadas. Para el desarrollo de este proyecto se han tenido en cuenta las fuerzas que realizan los músculos deltoides y subescapular a la hora de realizar el movimiento de abducción del brazo. La selección de estos dos músculos en específico recae en el hecho de que son aquellos que ejercen una mayor fuerza sobre el brazo y el hombro según el estudio de Van Der Helm, F (1994).

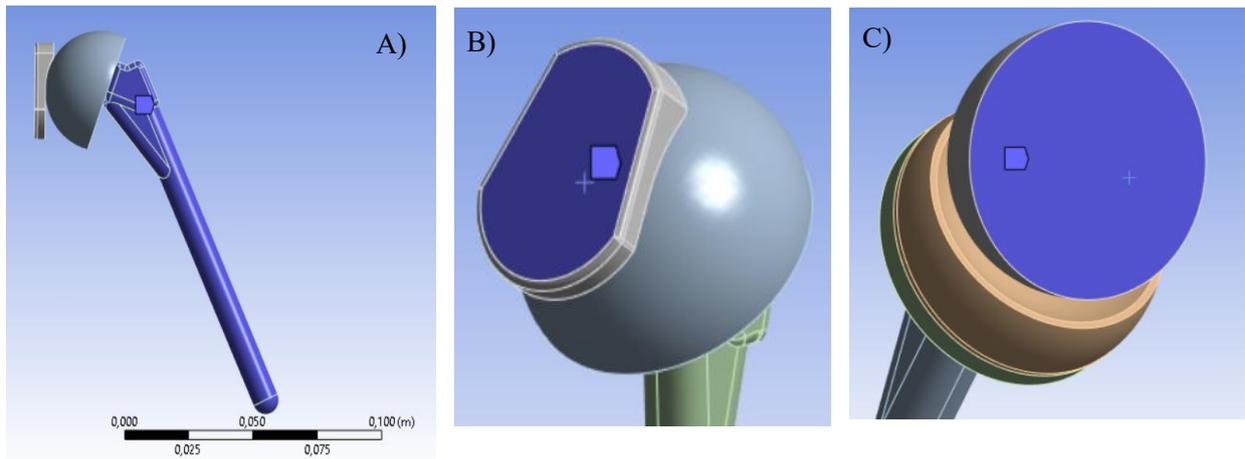


Figura 29. Fijación de los modelos en ANSYS Workbench. A) Fijación del vástago, B) Fijación de la porción glenoidea en prótesis anatómica y C) Fijación de la porción glenoidea en prótesis invertida

Para determinar el lugar de aplicación de la carga se ha realizado un pequeño estudio sobre el punto de inserción del músculo sobre el húmero, tras el que hemos podido determinar que el músculo subescapular (fig. 30 A) se inserta a través de un tendón en la porción anterior y medial del tubérculo menor del húmero (Vaskovic, 2022) y el deltoides (fig. 30 B) en la tuberosidad deltoidea, ubicada en la zona media del lado lateral de la diáfisis del húmero (Pirie, 2022).

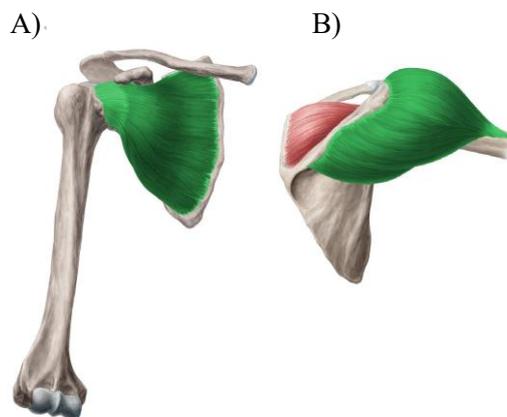


Figura 30. A) Músculo subescapular y su inserción y B) Músculo deltoides y su inserción (Vaskovic y Pirie,2022)

Una vez conocidas las inserciones de estos músculos, será necesario tener en cuenta la dirección en la que se mueven las cargas ejercidas, para lo cual será necesario conocer los ángulos de reposo de dichas inserciones.

Para conocer dicho dato en el deltoides, se ha observado un estudio de Gagey y Hue (2000) según el cual, el tendón del deltoides tiene un ángulo variable, de entre 5 y 8 grados hacia la porción lateral de la cabeza humeral y partiendo del eje longitudinal del húmero (fig. 32). Para este trabajo se van por tanto a aplicar las cargas producidas por dicho músculo a 6 grados en dicha dirección.

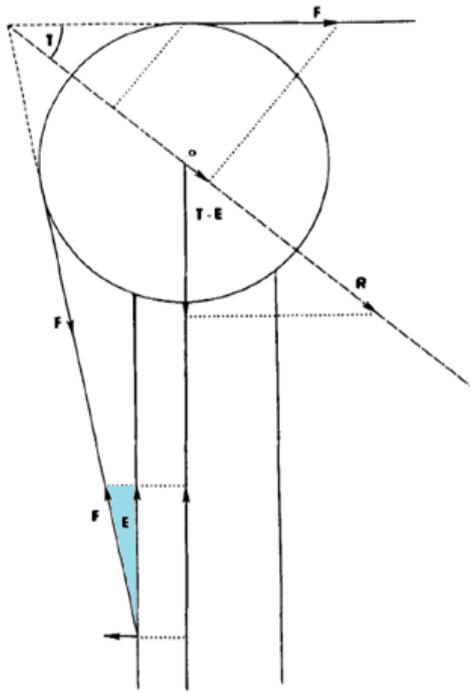


Figura 31. Representación de las relaciones entre el deltoides y el húmero, siendo E el ángulo formado por el tendón deltoideo (Gagey, 2000)

Con respecto a la inserción del músculo subescapular, hay escasa información acerca de la dirección en la que se desplaza su tendón de unión con el húmero, pero debido a distintos atlas de anatomía humana (Paulsen, 2018), se puede estimar que este ángulo es de aproximadamente 90 grados respecto al eje longitudinal del húmero como se ve en la figura 30A.

El estudio a realizar busca determinar numéricamente el reparto de cargas en las prótesis invertida y anatómica para lo cual se medirán las tensiones superficiales presentes tras la realización de movimientos de abducción. Al realizarse el proyecto con un programa de elementos finitos y con fuerzas variables, la aplicación de las cargas será a 25°, 50°, 75° y 100° de abducción.

Según el artículo desarrollado por Van Der Helm y mencionado previamente, las fuerzas ejercidas por el músculo deltoides y el subescapular en los ángulos estudiados son las que aparecen en la tabla 4:

Tabla 4. Fuerzas ejercidas por el músculo deltoides y el músculo subescapular en los ángulos de estudio

Grados	Fuerza del deltoides (N)	Fuerza del subescapular (N)
25	35	12
50	50	39
75	60	54
100	58	50

Podemos observar que el artículo nos aporta valores de fuerzas puntuales, sin tener en cuenta el componente de estas fuerzas en los ejes de abscisas u ordenadas. Por esta razón, el siguiente paso a realizar será el de obtener dichos componentes teniendo en cuenta los ángulos de desplazamiento además de los intrínsecos de los músculos (fig. 32).

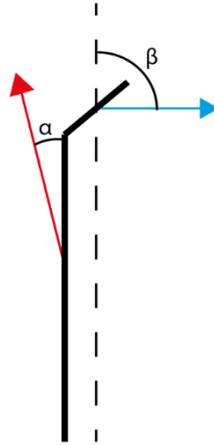


Figura 32. Representación del hombro y las fuerzas del deltoides y subescapular

Cada una de las dos fuerzas tendrá tanto componentes en el eje x como en el eje y, los cuales serán denotados por FD_x y FD_y para aquellas ejercidas por el músculo deltoides y FE_x y FE_y cuando sean realizadas por el músculo subescapular.

La forma de obtención de estas fuerzas será mediante las fórmulas:

$$FD_x = FD * \text{sen}(\alpha) \quad (20)$$

$$FD_y = FD * \text{cos}(\alpha) \quad (21)$$

$$FE_x = FE * \text{sen}(\beta) \quad (22)$$

$$FE_y = FE * \text{cos}(\beta) \quad (23)$$

Siendo FD la fuerza ejercida por el deltoides y FE la que realiza el subescapular, ambas fuerzas variables. En estas ecuaciones también encontramos α y β , siendo los ángulos en reposo de ambos músculos e indicando en el momento inicial 6° y 90° respectivamente, como se mencionaba en apartados previos.

Debido al punto de aplicación de las fuerzas y al comportamiento del brazo, vamos a contar con que el ángulo α variará a medida que se produzca la abducción, ya que la fuerza deltoidea se encuentra en la región móvil del húmero. Por otro lado, contaremos la fuerza ejercida por el músculo subescapular como aplicada en un ángulo constante de 90° en orientación hacia la cavidad glenoidea ya que, debido a la proximidad de esta fuerza con respecto al eje de rotación del húmero, los cambios percibidos serán mínimos:

$$\alpha^{25} = 25 - \alpha \quad (24)$$

$$\alpha^{50} = 50 - \alpha \quad (25)$$

$$\alpha^{75} = 75 - \alpha \quad (26)$$

$$\alpha^{100} = 100 - \alpha \quad (27)$$

$$\beta^{25} = \beta \quad (28)$$

$$\beta^{50} = \beta \quad (29)$$

$$\beta^{75} = \beta \quad (30)$$

$$\beta^{100} = \beta \quad (31)$$

Por tanto, una vez desarrolladas las ecuaciones anteriores, observamos que en cada uno de los 4 movimientos nos encontraremos con las fuerzas mostradas en la tabla 5:

Tabla 5. Ángulos y fuerzas ejercidas por los principales músculos del hombro derecho

Grados de abducción	Ángulo del deltoides	Fuerzas del deltoides (N)		Ángulo del subescapular	Fuerzas del subescapular (N)	
25°	19°	FDx^{25}	11.39	90°	FEx^{25}	12
		FDy^{25}	33.1		Fey^{25}	0
50°	44°	FDx^{50}	34.71	90°	FEx^{50}	39
		FDy^{50}	35.97		Fey^{50}	0
75°	69°	FDx^{75}	56.01	90°	FEx^{75}	54
		FDy^{75}	21.5		Fey^{75}	0
100°	94°	FDx^{100}	57.86	90°	FEx^{100}	50
		FDy^{100}	-4.05		Fey^{100}	0

Cabe destacar que estos valores son exclusivos para la abducción del hombro derecho. En caso de encontrarnos en el hombro izquierdo los valores relativos al eje de abscisas tendrían signo opuesto.

Al ser la inserción del músculo en un área concreta y no en solo un punto de la prótesis, se seleccionarán 10 nodos para cada una de las F1 y F2 presentes y a cada uno de estos se le aplicará una fuerza proporcional a la total de la sección estudiada. El cálculo de esta fuerza nodal será:

$$FDxn = \frac{FDx}{n} \quad (32)$$

$$FDyn = \frac{FDy}{n} \quad (33)$$

$$FExn = \frac{FEx}{n} \quad (34)$$

$$FEyn = \frac{FEy}{n} \quad (35)$$

Siendo n el número de nodos seleccionados para repartir la carga, en este caso, 10 (fig. 33). Una vez realizados los cálculos, podemos determinar las fuerzas que serán aplicadas en los diferentes puntos seleccionados para representar las inserciones musculares, presentes en la tabla 6

Tabla 6. Ángulos y fuerzas ejercidas por los principales músculos del hombro derecho en los nodos representativos de dichos músculos

Grados de abducción	Ángulo del deltoides	Fuerzas del deltoides (N)		Ángulo del subescapular	Fuerzas del subescapular (N)	
		$FDxn^{25}$	$FDyn^{25}$		$FExn^{25}$	$FEyn^{25}$
25°	19°	$FDxn^{25}$	1.139	90°	$FExn^{25}$	1.2
		$FDyn^{25}$	3.31		$FEyn^{25}$	0
50°	44°	$FDxn^{50}$	3.471	90°	$FExn^{50}$	3.9
		$FDyn^{50}$	3.597		$FEyn^{50}$	0
75°	69°	$FDxn^{75}$	5.601	90°	$FExn^{75}$	5.4
		$FDyn^{75}$	2.15		$FEyn^{75}$	0
100°	94°	$FDxn^{100}$	5.786	90°	$FExn^{100}$	5
		$FDyn^{100}$	-0.405		$FEyn^{100}$	0

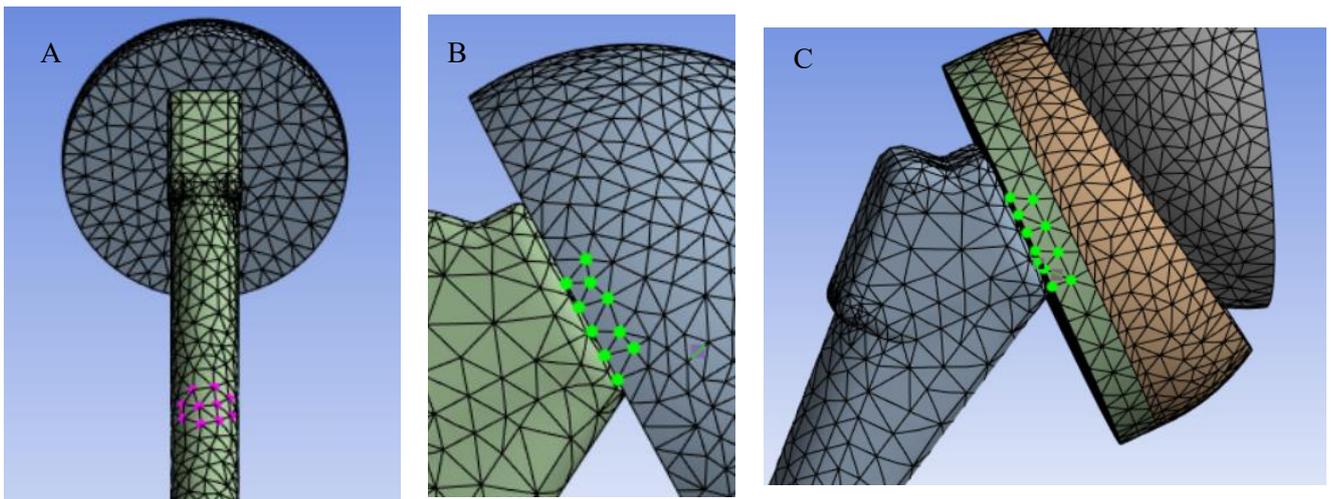


Figura 33. Selección de nodos en A) Vástago, B) Cabeza humeral de prótesis anatómica y C) Cabeza humeral de prótesis invertida

Selección de resultados

Una vez cargado el modelo, seleccionados los materiales y aplicadas las condiciones de contorno pertinentes se procederá a la selección y visualización de resultados. Para ello se mostrará en pantalla la tensión de von-Mises, la cual indicará la tensión presente en las prótesis, indicando un mínimo tensional y un máximo, el cual en caso de ser superior al límite elástico de los materiales utilizados será indicativo de rotura (Best, 1979).

Gracias a este método, podremos determinar que porción de la prótesis acumula mayor tensión, la cual está relacionada con el nivel de desgaste que se presentará en la articulación pudiendo, por tanto, comparar ambos tipos de prótesis.

Solución y postproceso

Tras establecer todas las condiciones del ensayo analítico, el motor de cálculo del programa resolverá el problema de elementos finitos y dará una solución sobre el modelo introducido. Esta solución podrá ser visualizada y gracias a los resultados obtenidos en ella se podrán extraer las conclusiones pertinentes.

CAPÍTULO 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

A continuación, se mostrarán en orden de abducción, los resultados obtenidos tras la aplicación de la metodología en la prótesis anatómicas e invertidas de hombro respectivamente de forma que podamos observar el comportamiento de las mismas a la aplicación de cargas.

3.1 RESULTADOS

3.1.1 Prótesis anatómica

Se observa que, en la prótesis anatómica, para valores bajos de abducción la tensión presente en la superficie articular es muy baja, no habiendo apenas influencia en la superficie de contacto entre la cabeza humeral y el componente glenoideo. Las tensiones más destacables a analizar van a ser aquellas presentes en la superficie de contacto entre la cabeza humeral y el componente glenoideo (fig. 34) y en el cuello humeral (fig. 35 y 36). Esto se debe a que estas zonas son en las que se produce mayor deformación y desgaste en las prótesis implantadas en pacientes, por lo que nos interesa saber cómo se comportan ante cargas de movimiento de abducción.

En el programa utilizado las tensiones se indicarán en pascuales (Pa) y las deformaciones en cambio de longitud por unidad de longitud (m/m). También se exagerará el impacto visual de las deformaciones en el componente glenoideo para un mejor análisis.

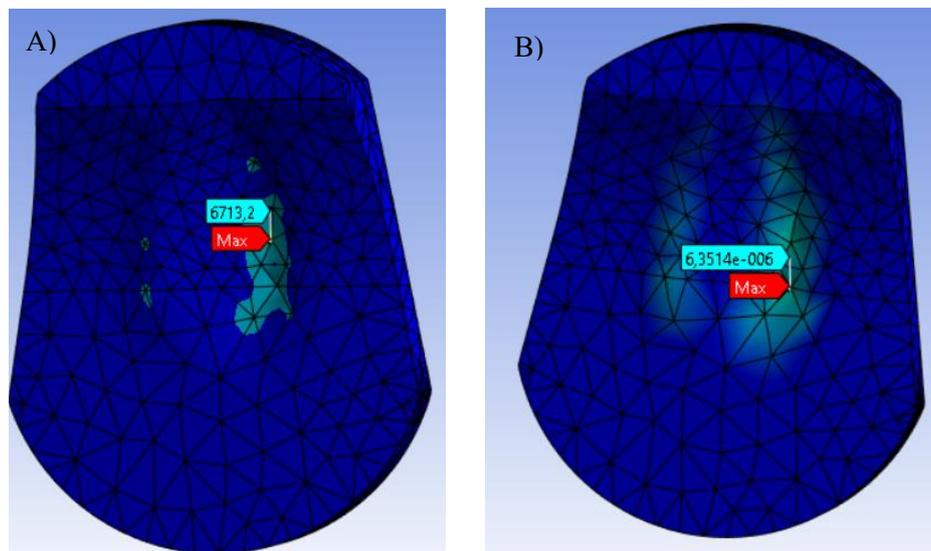


Figura 34. Valores de A) Tensión y B) Deformación máximos presentes en la porción glenoidea de la prótesis anatómica a 25° de abducción.

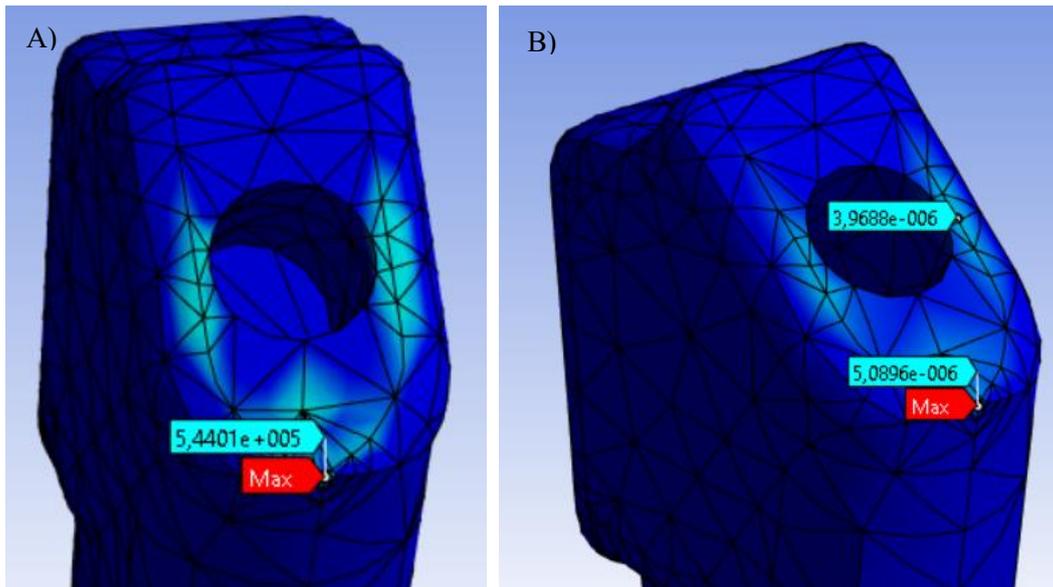


Figura 35. Valores de A) Tensión y B) Deformación máximos presentes en el cuello del vástago de la prótesis anatómica a 25° de abducción.

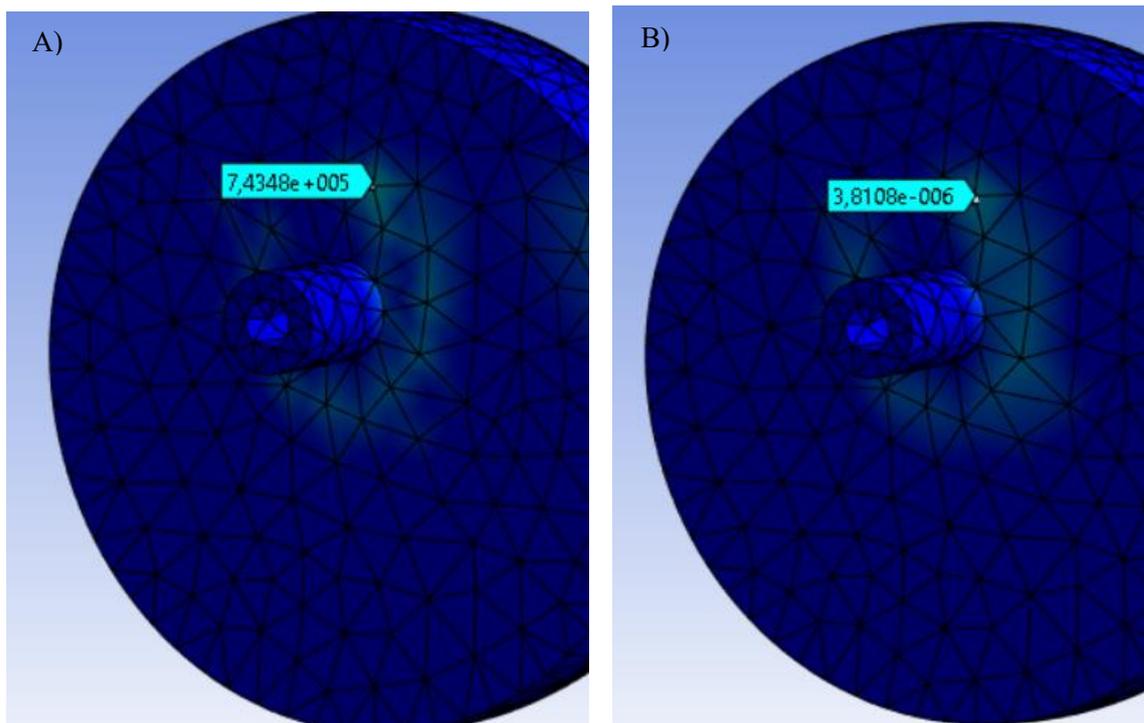


Figura 36. Valores de A) Tensión y B) Deformación máximos presentes en el cuello de la cabeza humeral de la prótesis anatómica a 25° de abducción.

Al aumentar el grado de abducción en la prótesis anatómica, se observa un aumento de la tensión y, por tanto, de la deformación en la porción glenoidea (fig. 37), al igual que en los fragmentos pertenecientes al cuello humeral, encontrando variación en la localización de las tensiones de esta parte (fig. 38 y 39).

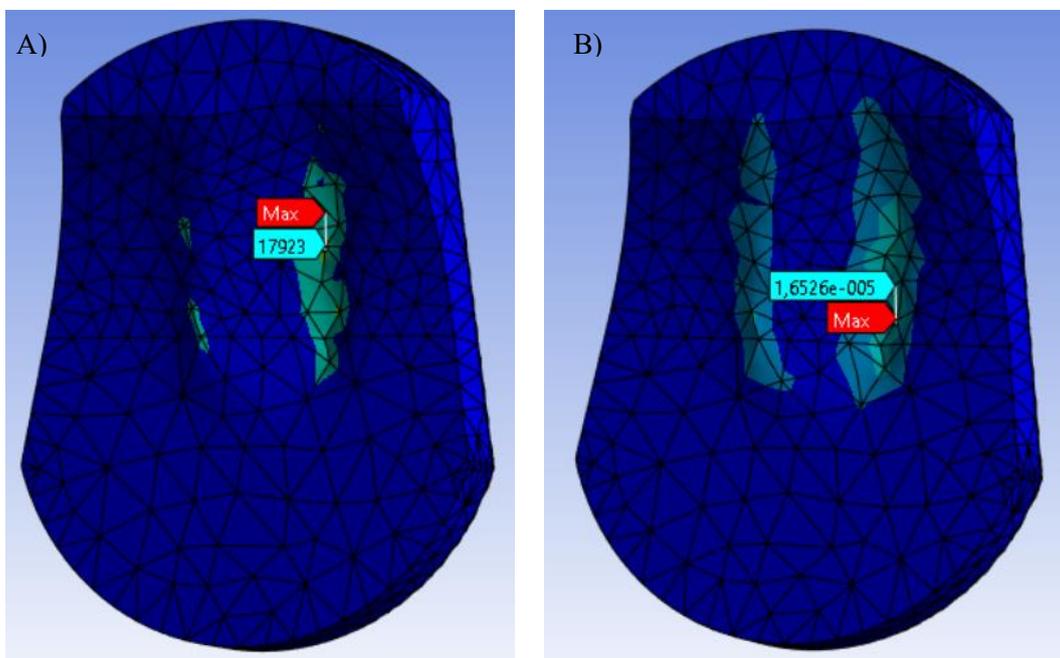


Figura 37. Valores de A) Tensión y B) Deformación máximos presentes en la porción glenoidea de la prótesis anatómica a 50° de abducción.

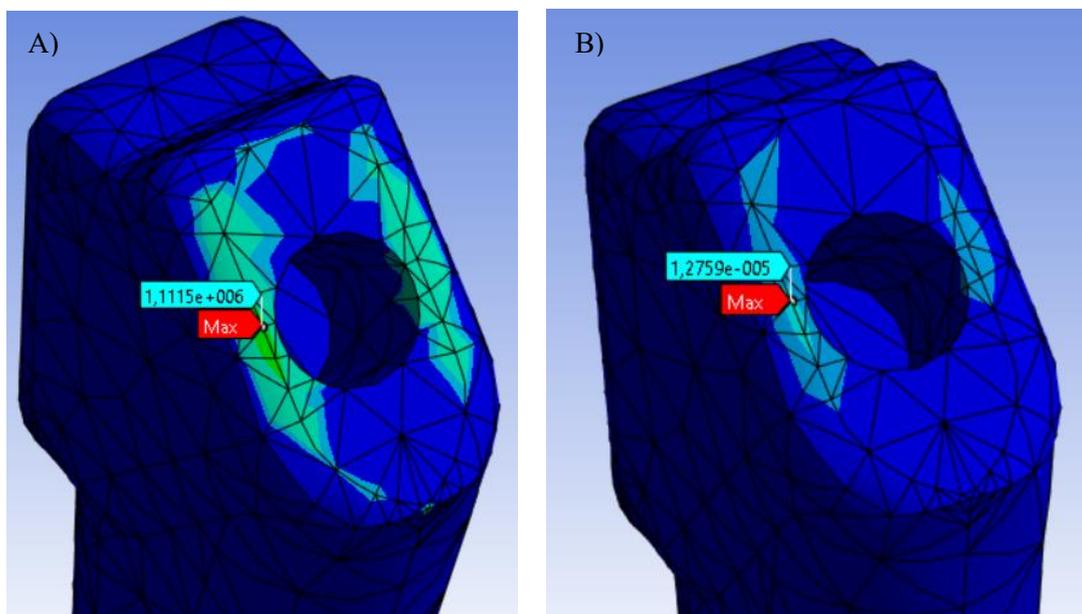


Figura 38. Valores de A) Tensión y B) Deformación máximos presentes en el cuello del vástago de la prótesis anatómica a 50° de abducción.

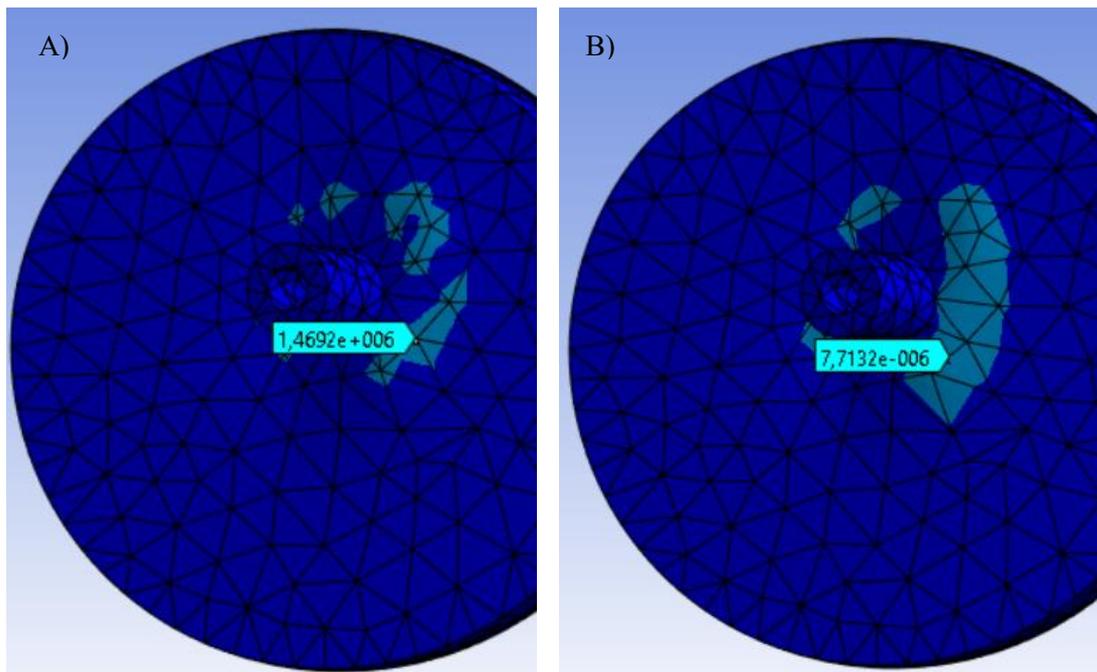


Figura 39. Valores de A) Tensión y B) Deformación máximos presentes en el cuello de la cabeza humeral de la prótesis anatómica a 50° de abducción.

Al volver a aumentar el grado de abducción en este diseño a 75°, vuelve a aumentar la fuerza ejercida por los músculos e igualmente la tensión presente en el modelo, volviendo a aumentar la tensión y deformación en la porción de polietileno (fig. 40) y en los componentes del cuello (fig. 41 y 42).

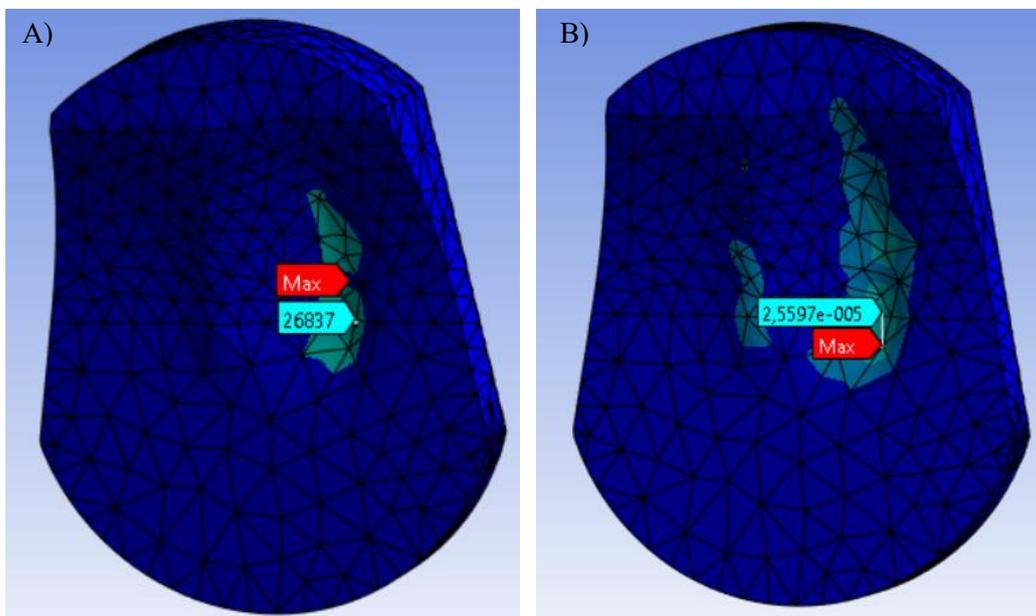


Figura 40. Valores de A) Tensión y B) Deformación máximos presentes en la porción glenoidea de la prótesis anatómica a 75° de abducción.

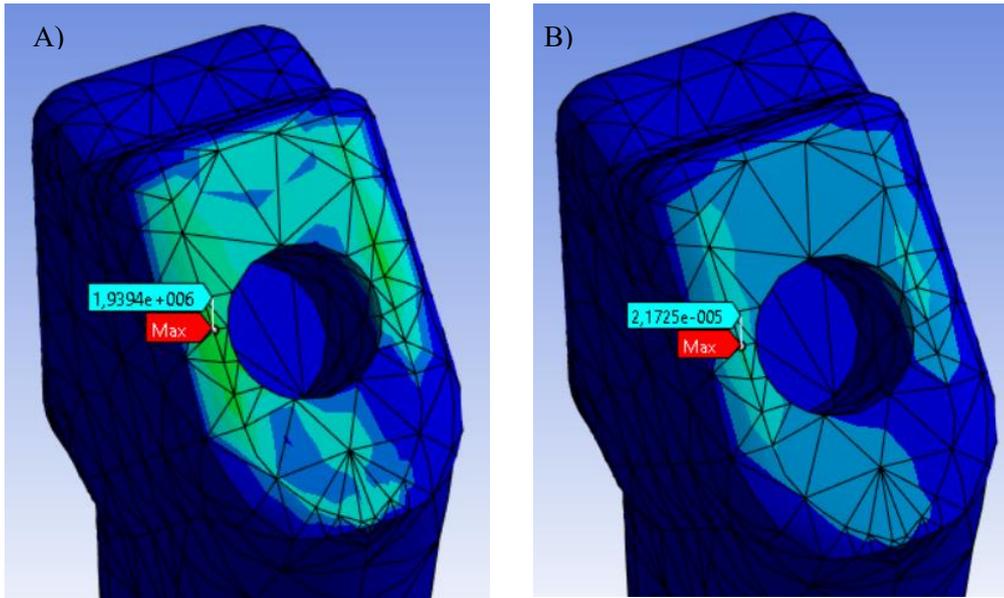


Figura 41. Valores de A) Tensión y B) Deformación máximos presentes en el cuello del vástago de la prótesis anatómica a 75° de abducción.

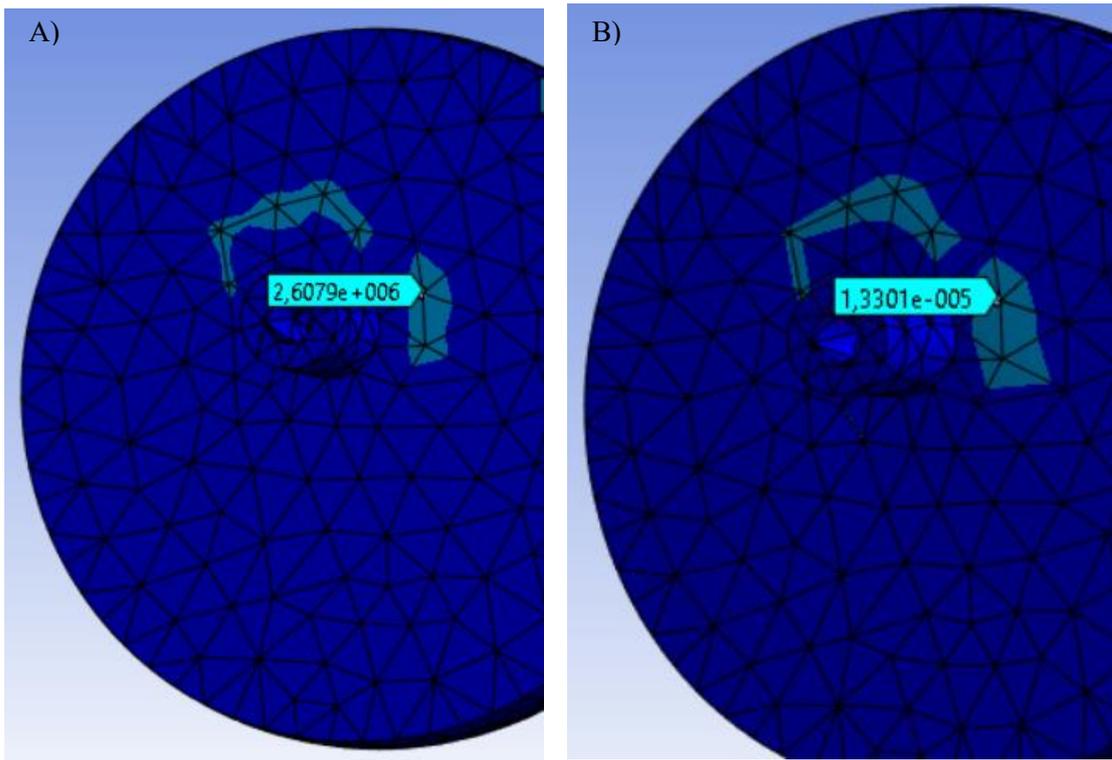


Figura 42. Valores de A) Tensión y B) Deformación máximos presentes en el cuello de la cabeza humeral de la prótesis anatómica a 75° de abducción.

Por último, se estudia la abducción del modelo anatómico a 100° de abducción. En este ángulo de abducción, la tensión y la deformación del componente glenohumeral son similares a las vistas a 75° (fig. 43). Por otro lado, también se puede comprobar que las condiciones del cuello son ligeramente inferiores a aquellas vistas anteriormente (fig. 44 y 45).

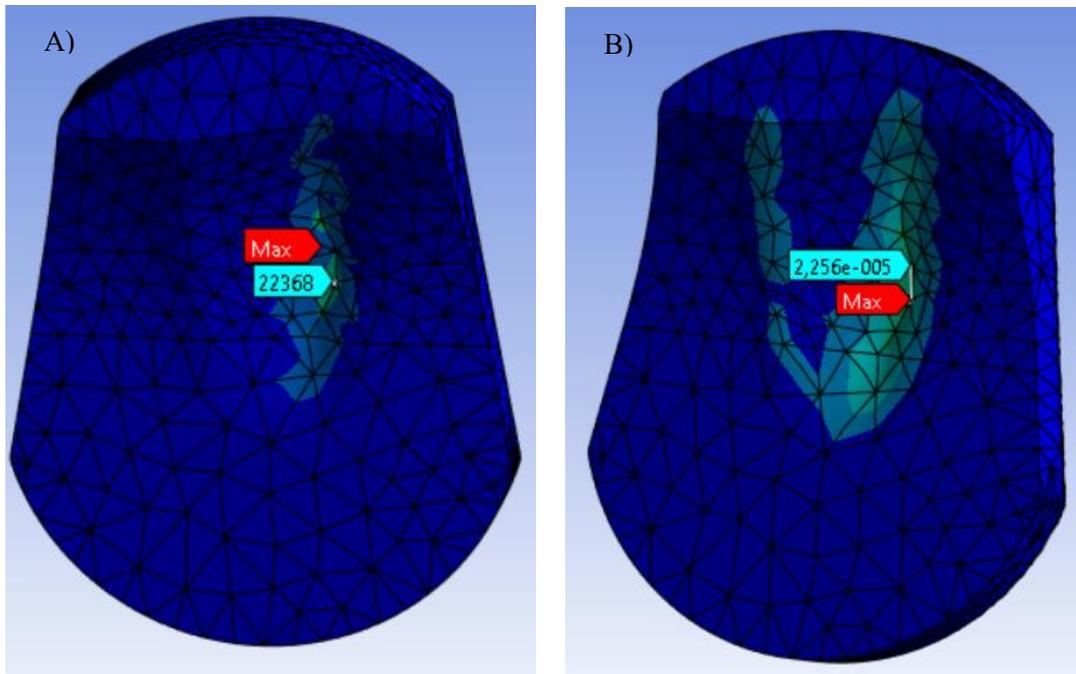


Figura 43. Valores de A) Tensión y B) Deformación máximos presentes en la porción glenoidea de la prótesis anatómica a 100° de abducción.

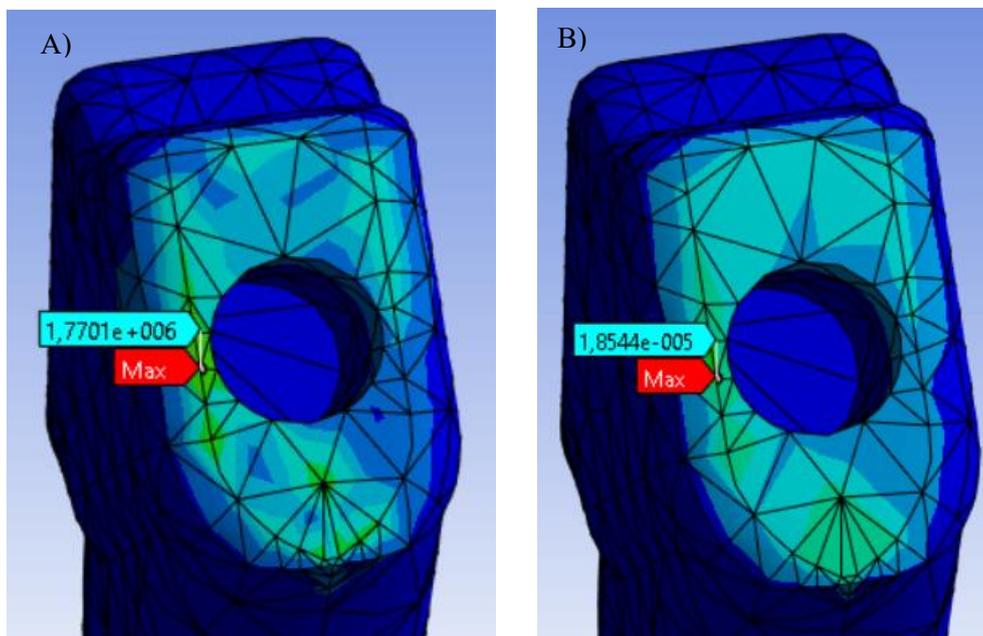


Figura 44. Valores de A) Tensión y B) Deformación máximos presentes en el cuello del vástago de la prótesis anatómica a 100° de abducción.

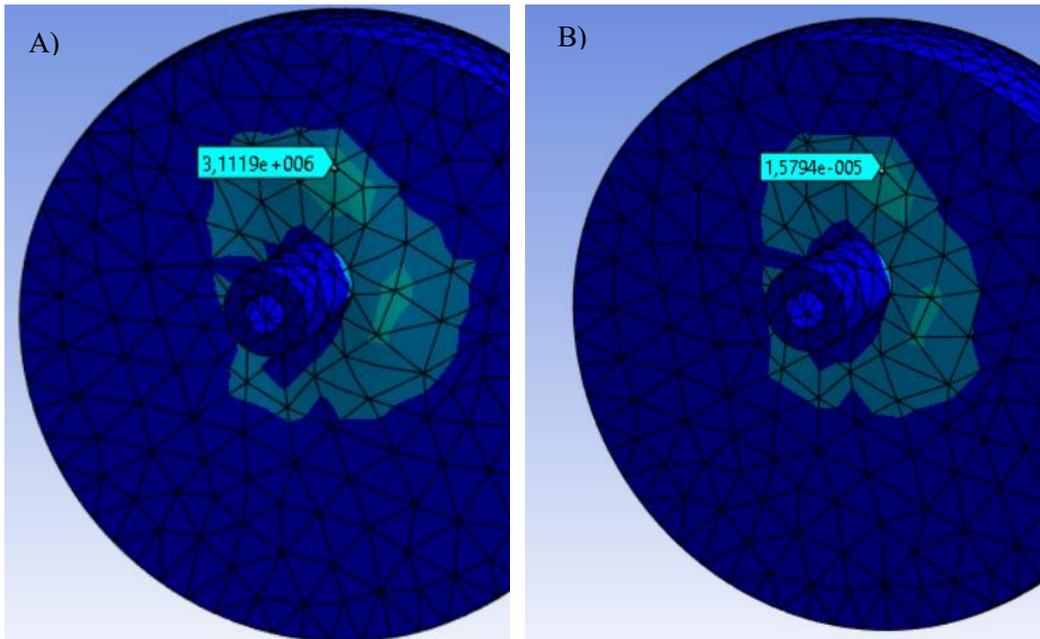


Figura 45. Valores de A) Tensión y B) Deformación máximos presentes en el cuello de la cabeza humeral de la prótesis anatómica a 100° de abducción.

3.1.2 Prótesis invertida

Una vez vista la prótesis anatómica se pasa a la de estructura invertida, en primer lugar, repasando el comportamiento de esta a las cargas pertinentes a 25 grados de abducción. En esta pieza modular se vuelve a estudiar el comportamiento de la porción de polietileno, siendo la pieza de mayor desgaste (fig. 46) y las cargas y deformaciones presentes en el cuello (fig. 47 y 48).

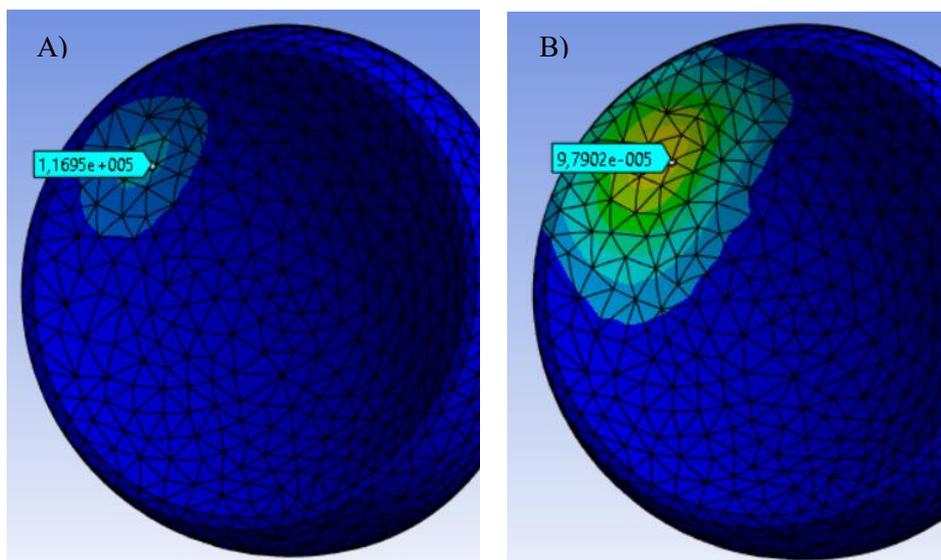


Figura 46. Valores de A) Tensión y B) Deformación máximos presentes en el inserto humeral de la prótesis invertida a 25° de abducción.

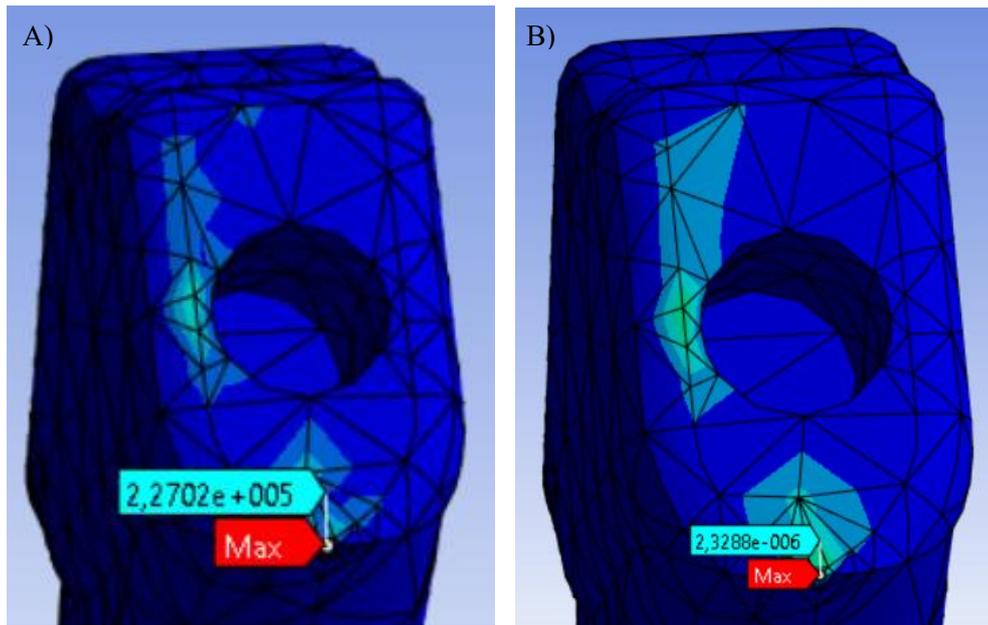


Figura 47. Valores de A) Tensión y B) Deformación máximos presentes en el cuello del vástago de la prótesis invertida a 25° de abducción.

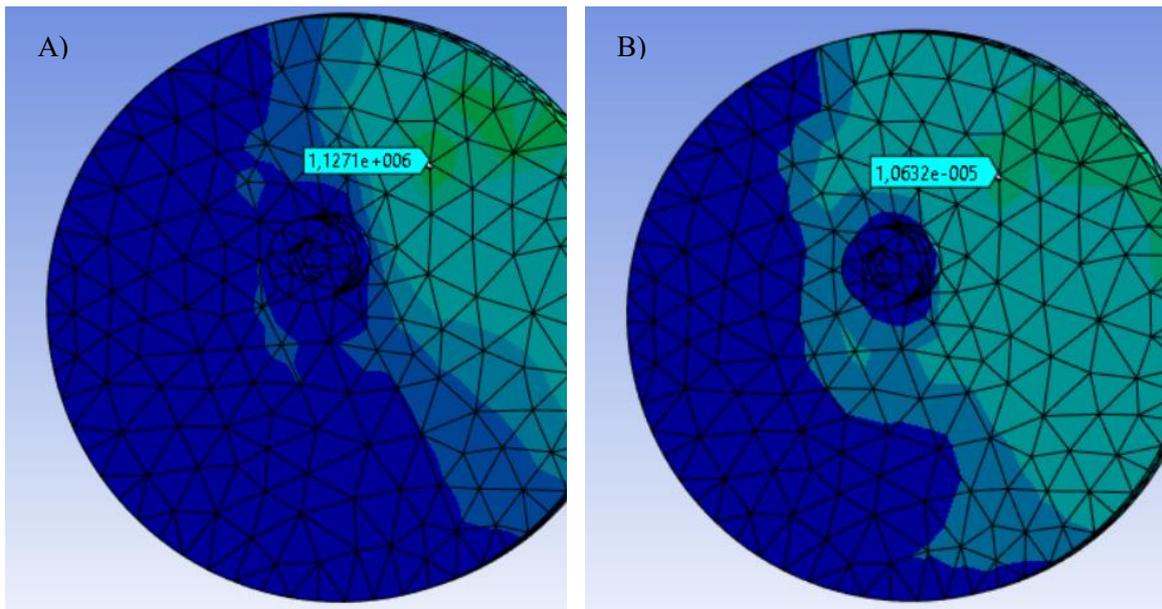


Figura 48. Valores de A) Tensión y B) Deformación máximos presentes en el cuello de la cabeza humeral de la prótesis invertida a 25° de abducción.

En esta prótesis, al aumentar el grado de abducción a 50°, observamos un gran aumento en la tensión presente en el inserto, con presencia de valores destacables en las porciones superior e inferior del mismo (fig. 49), además de que se mantiene la distribución uniforme de tensión y deformación en el cuello (fig. 50 y 51).

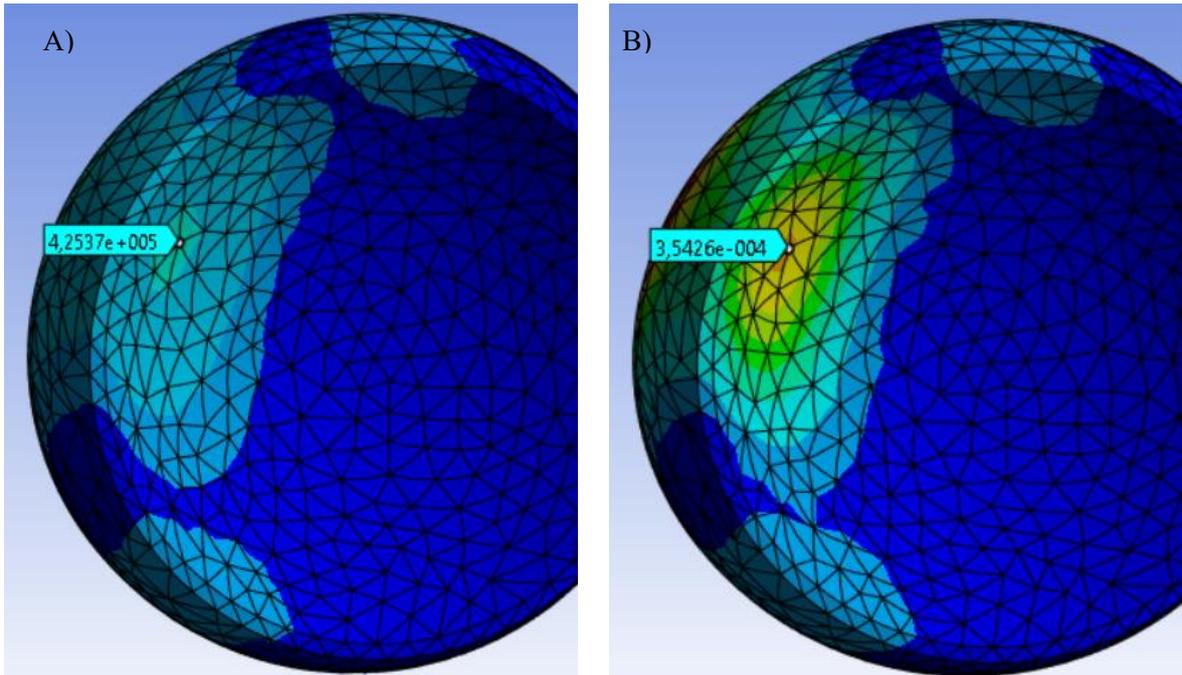


Figura 49. Valores de A) Tensión y B) Deformación máximos presentes en el inserto humeral de la prótesis invertida a 50° de abducción.

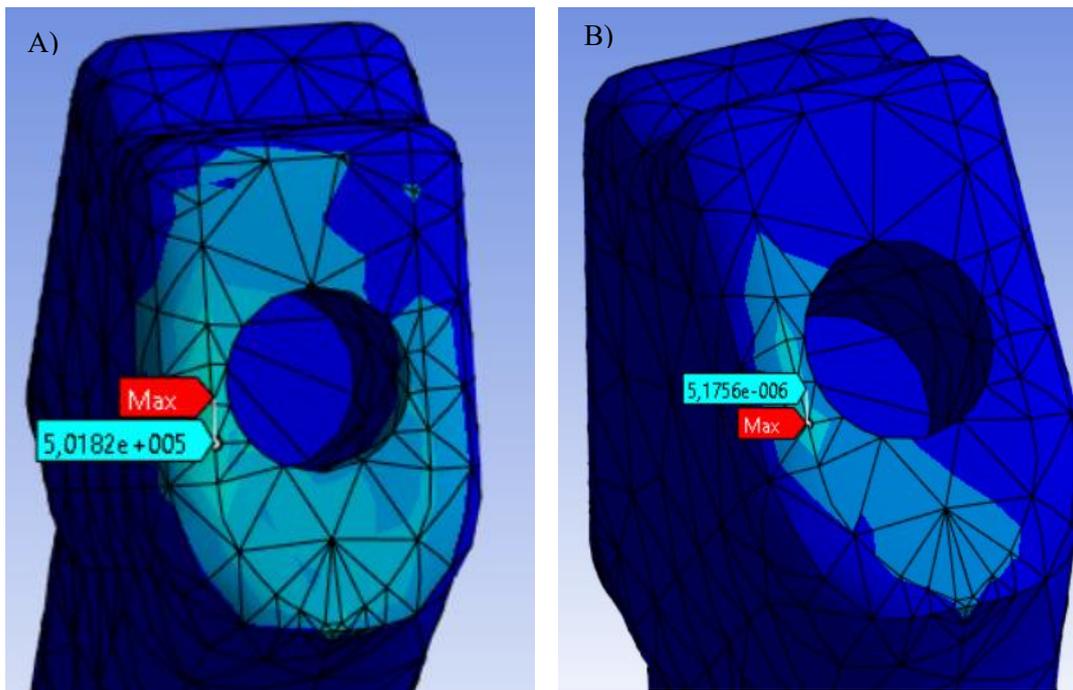


Figura 50. Valores de A) Tensión y B) Deformación máximos presentes en el cuello del vástago de la prótesis invertida a 50° de abducción.

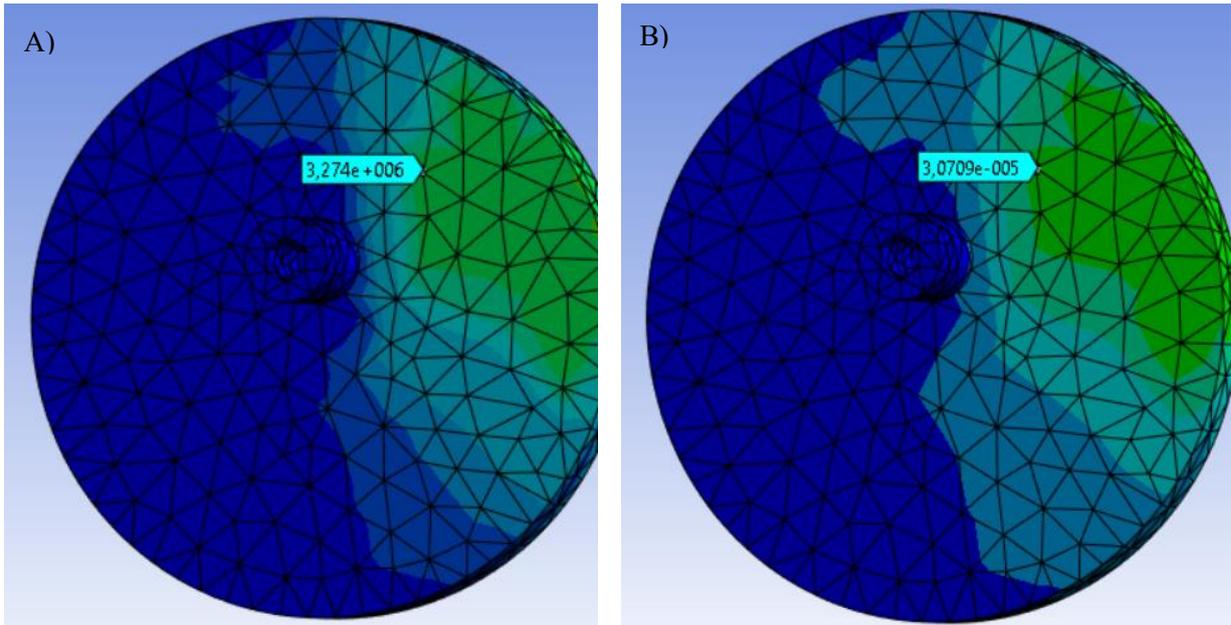


Figura 51. Valores de A) Tensión y B) Deformación máximos presentes en el cuello de la cabeza humeral de la prótesis invertida a 50° de abducción.

Pasando a los 75°, tenemos que, en el UHMWPE, los valores de tensión y deformación aumentan, pero de manera inferior a como lo hacían previamente (fig. 52). Además, en lo relativo al cuello humeral, aparecen mayores valores que en el movimiento previo, aunque en esta ocasión el crecimiento es también ligeramente menor (fig. 53 y 54).

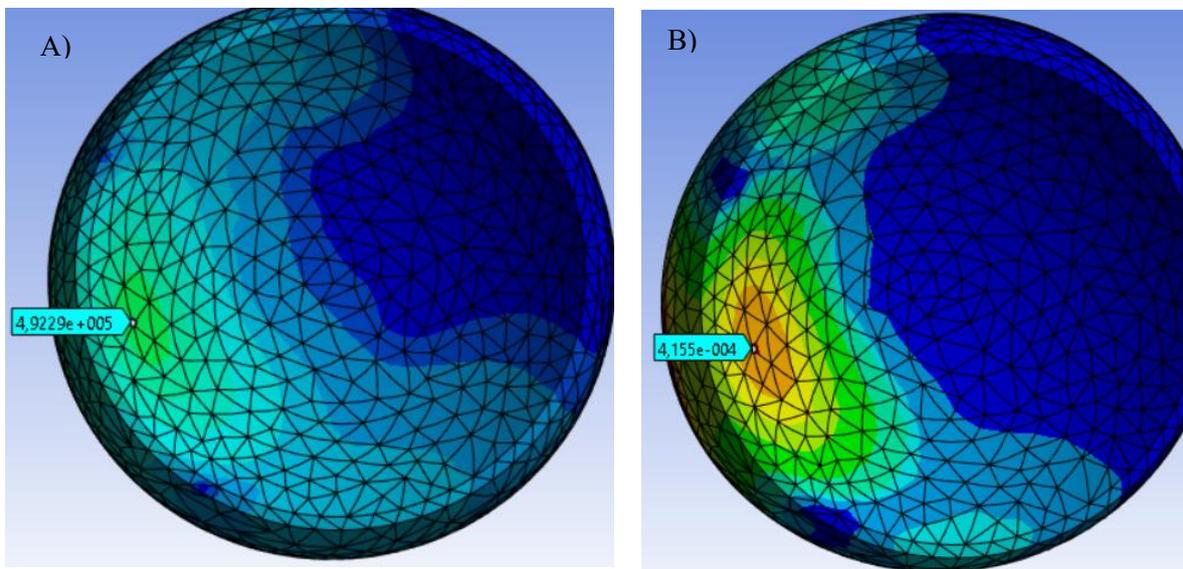


Figura 52. Valores de A) Tensión y B) Deformación máximos presentes en el inserto humeral de la prótesis invertida a 75° de abducción.

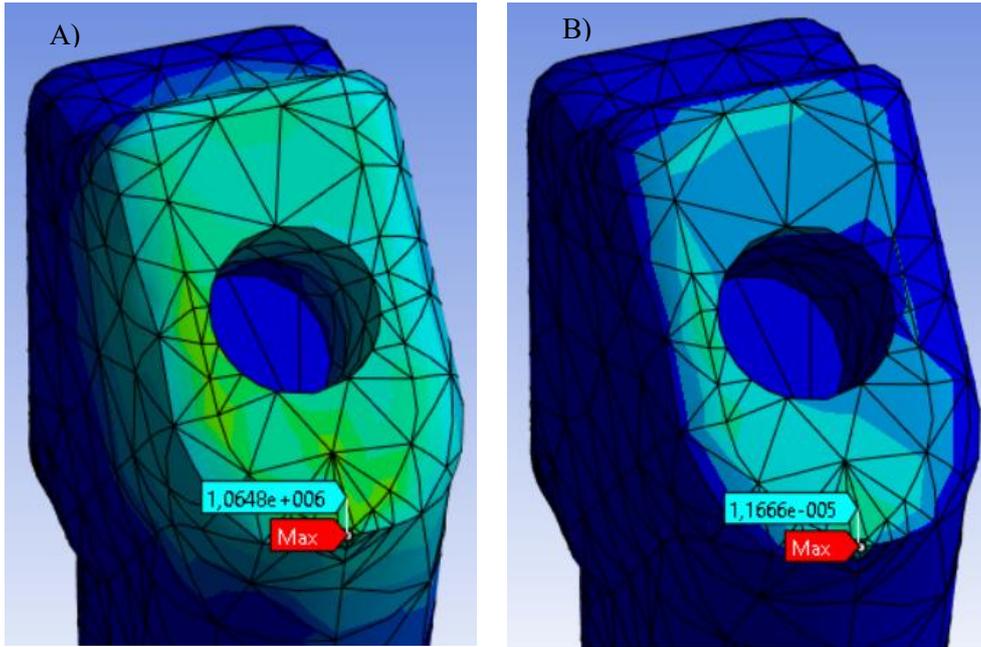


Figura 53. Valores de A) Tensión y B) Deformación máximos presentes en el cuello del vástago de la prótesis invertida a 75° de abducción.

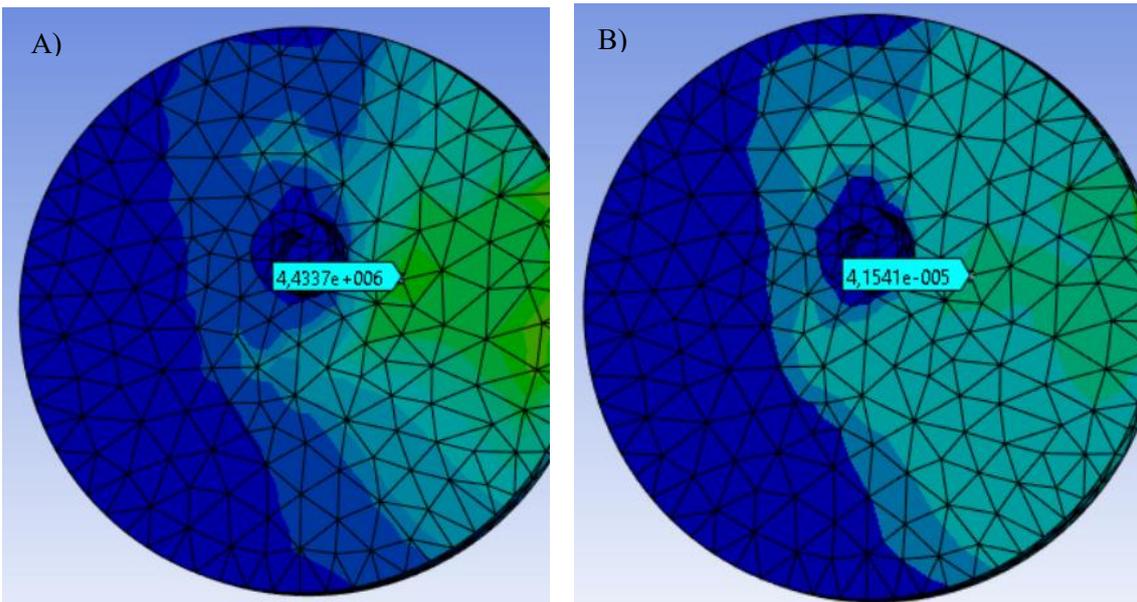


Figura 54. Valores de A) Tensión y B) Deformación máximos presentes en el cuello de la cabeza humeral de la prótesis invertida a 75° de abducción.

Por último, se estudia el comportamiento de la prótesis invertida a 100° de abducción, donde se encuentra que en la porción glenoidea de polietileno disminuyen la tensión y deformación máximas, aunque su distribución abarca mayor superficie (fig. 55). Con respecto al cuello humeral, en sus dos componentes hay cierto aumento de la tensión y el desgaste, siendo más afilado en el vástago (fig. 56 y 57)

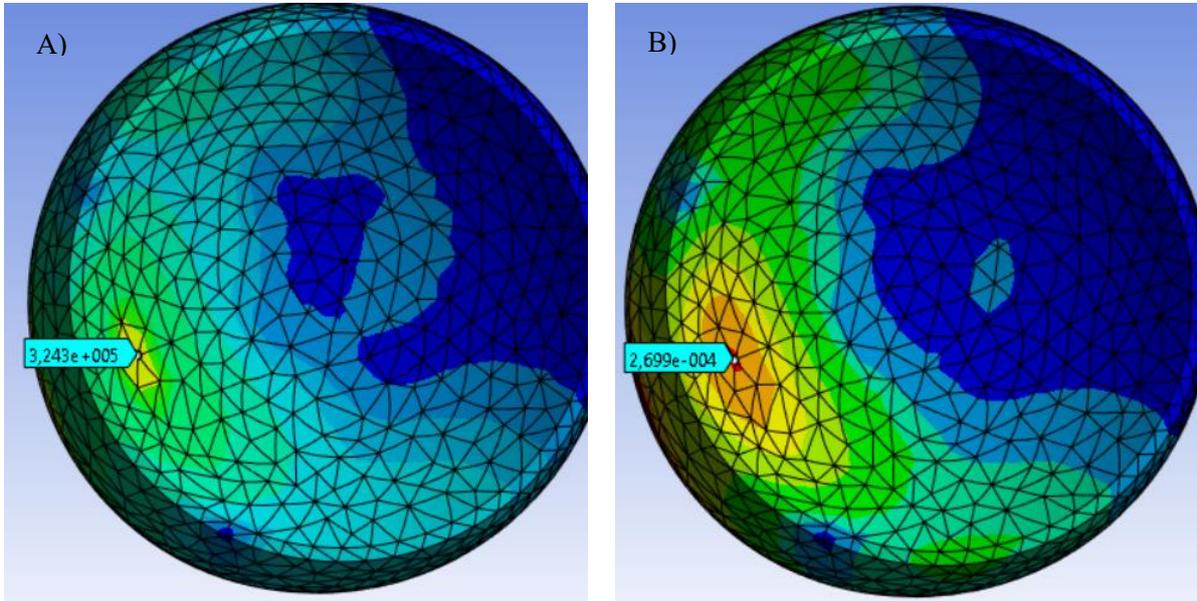


Figura 55. Valores de A) Tensión y B) Deformación máximos presentes en el inserto humeral de la prótesis invertida a 100° de abducción.

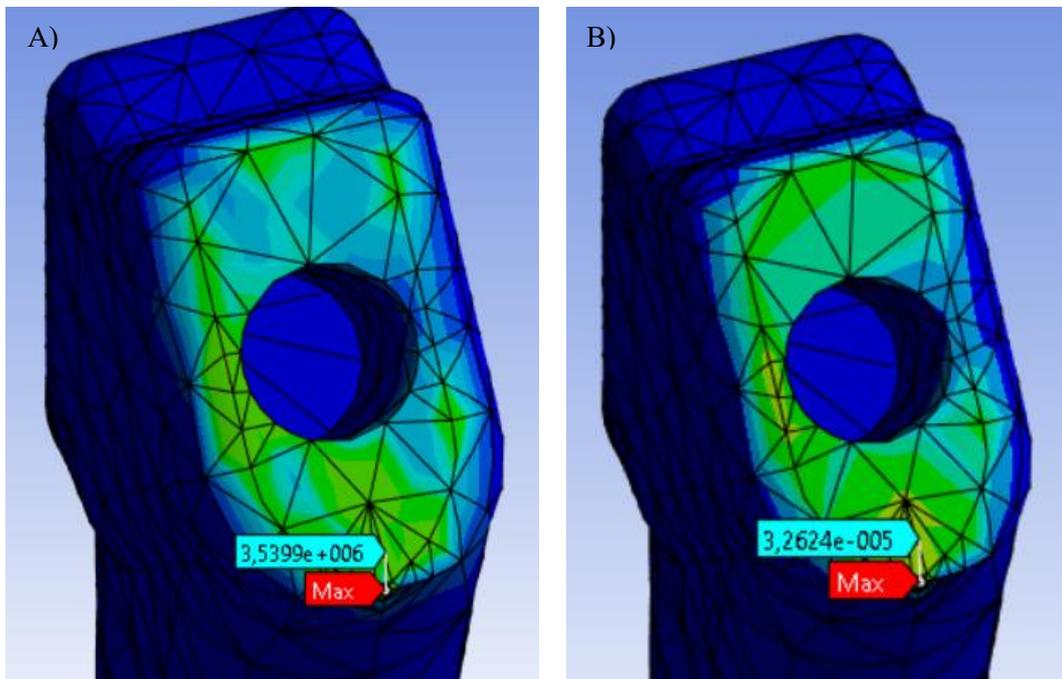


Figura 56. Valores de A) Tensión y B) Deformación máximos presentes en el cuello del vástago de la prótesis invertida a 100° de abducción.

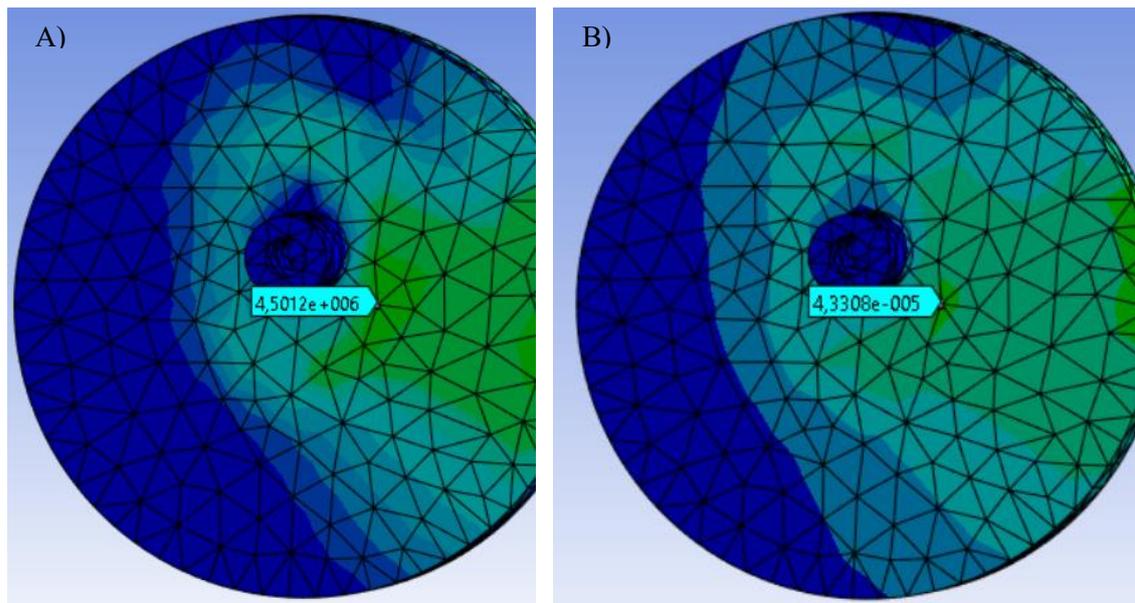


Figura 57. Valores de A) Tensión y B) Deformación máximos presentes en el cuello de la cabeza humeral de la prótesis invertida a 100° de abducción.

3.2. DISCUSIÓN

Tal y como se puede observar en gran variedad de artículos como el de Himmlová (2004), en las prótesis implantables la acumulación de cargas de tensión tiende a acumularse en los puntos de unión del hueso con la prótesis y en las zonas móviles de la misma. Esto es verificable en este estudio, donde encontramos que las cargas se acumulan en el cuello prostético, simulando la zona de apoyo de la cabeza modular en el hueso húmero y en el contacto húmero-glenoides, ya que este representa la zona móvil.

En este estudio, las deformaciones que se muestran en el fragmento de UHMWPE son bajas, pero preocupantes, debido a que se están midiendo en momentos puntuales mientras que, en un caso real en el que haya movimiento continuo, el desgaste crecería debido a la aparición de fuerzas de fricción. Lo mismo ocurre con las fuerzas del cuello, que en movimientos prolongados y continuos podrían derivar en la rotura de la prótesis.

Al ser este un estudio comparativo, se deberá tener en cuenta la evolución de ambas prótesis a lo largo de todo el movimiento de abducción, de forma que podamos saber cómo evoluciona cada una en este transcurso y como se diferencian entre sí.

3.2.1 Variaciones en la tensión

El primer estudio va a realizarse sobre la variación de la tensión en la porción glenoidea (tabla 7), altamente sensible al desgaste, y en el cuello de la prótesis (tablas 8 y 9) durante el movimiento de abducción, de forma que podamos conocer las variaciones de tensión entre ambos tipos de prótesis.

Tabla 7. Tensiones máximas en la porción de UHMWPE

Ángulo	Tensión máxima en prótesis anatómica (Pa)	Tensión máxima en prótesis invertida (Pa)
25°	6713,2	1,1695e5
50°	17923	4,2537e5
75°	26837	4,9229e5
100°	22368	3,243e5

El primer punto que se puede observar es el hecho de que las tensiones superficiales encontradas son mucho mayores en la prótesis invertida que en la anatómica.

Se puede ver que, en ambas prótesis, el mayor valor de tensión, dentro de los estudiados, aparece a 75°. Observando la evolución de los valores se tiene que en las prótesis anatómicas el crecimiento es bastante uniforme hasta llegar a los 75° y, después, el valor de tensión decrece en menor medida cuando se llega a los 100°. Esto hace pensar que la distribución de las tensiones en dicha prótesis es similar a la que presentan las fuerzas ejercidas por los músculos según el estudio de Van Der Helm (1994), lo cual nos indica que encontraríamos un máximo de tensión a los 90° de abducción y que la variación de tensiones será directamente proporcional a las fuerzas ejercidas.

Por otro lado, si nos fijamos en las prótesis invertidas, se puede ver que el aumento de tensión de 25° a 50° es mucho más significativo que el resto de variaciones, lo cual nos indica que las tensiones no variarán proporcionalmente a las fuerzas musculares aplicadas. Este hecho implica que en pacientes con prótesis invertida, el riesgo de desgaste en la porción no dependerá únicamente de las cargas aplicadas, sino también de la propia estructura prostética y su forma de distribuir tensiones

Respecto a la distribución superficial (fig. 34, 37, 40, 43, 46, 49, 52 y 55), podemos comprobar que en la prótesis anatómica las tensiones están mucho más focalizadas, lo cual puede derivar en daño en solo una porción de la superficie, lo que llevaría a mayor incongruencia entre la porción glenoidea y la cabeza humeral. Sin embargo, en la prótesis invertida, a pesar de sus elevados valores de tensión, la forma en la que estos se reparten es más uniforme, hecho que llevará a una mejor congruencia a largo plazo.

Tabla 8. Tensiones máximas en el cuello del vástago

Ángulo	Tensión máxima en prótesis anatómica (Pa)	Tensión máxima en prótesis invertida (Pa)
25°	5,4401e5	2,2702e5
50°	1,1115e6	5,0182e5
75°	1,9394e6	1,0648e6
100°	1,7701e6	3,5399e6

Para esta porción, los órdenes de tensión son similares en ambos tipos de prótesis. En esta ocasión, la variación de tensiones para la prótesis anatómica es similar a la que se presenta en la porción glenoidea, con un crecimiento uniforme hasta llegar a los 75° y un posterior decrecimiento en menor medida. Sin embargo, encontramos que, en la prótesis invertida, la tensión del cuello del vástago aumenta en cada grado de abducción, lo que lleva a pensar que, a mayor abducción del brazo, peor para este tipo de prótesis, llegando al máximo de tensión a los 95° - 100°, siendo estos los máximos a los que puede llegar el brazo en movimientos de abducción en pacientes que han sido sometidos a esta artroplastia como ya vimos en el artículo de Bertona (2017).

También podemos observar que la prótesis anatómica presenta valores mayores de tensión en grados bajos de abducción mientras que en la invertida sucede al contrario.

Teniendo en cuenta la distribución de cargas (fig. 35, 38, 41, 44, 47, 50, 53 y 56), encontramos que hay uniformidad general para ambas prótesis, estando más focalizada en los lados en la prótesis anatómica y en la base del cuello en la prótesis invertida.

Se puede percibir que, debido a que están ligeramente más focalizadas en la prótesis invertida y presentan mayores valores, esta prótesis sería más susceptible a la aparición de desgaste

Tabla 9. Tensiones máximas en el cuello de la cabeza humeral

Ángulo	Tensión máxima en prótesis anatómica (Pa)	Tensión máxima en prótesis invertida (Pa)
25°	7,4348e5	1,1271e6
50°	1,4692e6	3,274e6
75°	2,6079e6	4,4337e6
100°	3,1119e6	4,5012e6

Por último, podemos observar que, en la porción del cuello relativa a la cabeza humeral, volvemos a tener órdenes similares para ambas prótesis, aunque los valores de la prótesis anatómica son ligeramente inferiores. Para esta porción se puede comprobar que ambas prótesis presentan una tensión mayor a mayores grados de abducción, aunque la forma en la que estas tensiones aumentan es distinta para cada prótesis, teniendo que en la anatómica la variación entre grados bajos es inferior, pero en grados altos superior a la que encontramos en las prótesis invertidas.

Cabe destacar que la distribución de estas tensiones en la prótesis anatómica es más uniforme (fig. 36, 39, 42, 45, 48, 51, 54 y 57), pero más focalizada, que en la invertida, donde se encuentran más próximas a la porción donde se aplica la fuerza del músculo subescapular.

3.2.2 Variaciones en la deformación

Una vez vista la distribución y magnitud de las tensiones presentes en las prótesis, se pasa a ver como estas deforman las prótesis, tanto en su componente glenoideo (tabla 10) como en las partes de la misma pertenecientes al cuello (tablas 11 y 12).

Tabla 10. Deformaciones máximas en la porción de UHMWPE

Ángulo	Deformación máxima en prótesis anatómica (m/m)	Deformación máxima en prótesis invertida (m/m)
25°	6,3514e-6	9,7902e-5
50°	1,6526e-5	3,5426e-4
75°	2,5597e-5	4,155e-4
100°	2,256e-5	2,699e-4

Podemos observar que las deformaciones en la prótesis invertida, a pesar de ser de bajo valor, son del orden de 10 veces las deformaciones en la prótesis anatómica. En ambas ocasiones, el mayor valor de deformación se puede encontrar próximo a los 75°, con un mayor aumento de 25° a 50° que de 50° a 75° y con una mayor disminución para grados elevados de abducción en la prótesis invertida que en la anatómica.

De forma similar a lo que se veía en las tensiones de esta porción, en la prótesis anatómica las deformaciones están más focalizadas, alrededor de la zona central del inserto (fig. 34, 37, 40 y 43), lo cual da a entender que aquí se dan concentradores de tensiones debido a la forma en la que se apoya la cabeza protésica, lo cual puede llevar a problemas de incongruencia y acumulación de tensiones a largo plazo. Por otro lado, en la prótesis invertida, la distribución de la deformación es más uniforme y centrada en el lado del inserto próximo a la aplicación de cargas (fig. 46, 49, 52 y 55).

Tabla 11. Deformaciones máximas en el cuello del vástago

Ángulo	Deformación máxima en prótesis anatómica (m/m)	Deformación máxima en prótesis invertida (m/m)
25°	5,0896e-6	2,3288e-6
50°	1,2759e-5	5,1756e-6
75°	2,1725e-5	1,1666e-5
100°	1,8544e-5	3,264e-5

En esta ocasión, encontramos el máximo de deformación para la prótesis anatómica a los 75° mientras que en la invertida este valor máximo presente es a los 100°, indicando un posible mayor máximo real a mayores grados de abducción. Las deformaciones en ambas prótesis son de órdenes similares.

También se puede ver que, en la anatómica, los valores iniciales de deformación son superiores, pero para mayores grados de abducción inferiores a los que encontramos en la prótesis invertida.

Respecto a la distribución de la deformación (fig. 35, 38, 41, 44, 47, 50, 53 y 56), se tiene que es similar a la distribución de tensiones, apareciendo bastante uniforme en la superficie de contacto entre la cabeza y el vástago, pero estando focalizada en los laterales en la anatómica y en la base y la porción próxima al músculo subescapular, donde se aplican las cargas, en la invertida.

Tabla 11. Deformaciones máximas en el cuello de la cabeza humeral

Ángulo	Deformación máxima en prótesis anatómica (m/m)	Deformación máxima en prótesis invertida (m/m)
25°	3,8108e-6	1,0632e-5
50°	7,7132e-6	3,0709e-5
75°	1,3301e-5	4,1541e-5
100°	1,5794e-5	4,3308e-5

En la última comparación respecto a las deformaciones, tenemos que en ambas prótesis la deformación máxima se encuentra como mínimo a 100 grados, aunque posiblemente en grados mayores de abducción. Se puede comprobar que en esta ocasión los valores para la prótesis invertida son siempre superiores que para la anatómica y que el comportamiento de la variación es similar al que encontramos en las tensiones, habiendo un mayor cambio en valores bajos de abducción para la prótesis invertida y en valores altos para la anatómica.

La distribución de estas deformaciones (fig. 36, 39, 42, 45, 48, 51, 54 y 57), se encuentra uniformemente repartida alrededor del cuello en la prótesis anatómica mientras que en la prótesis invertida abarca una mayor superficie, aunque los valores más elevados se centran en las proximidades de la inserción muscular.

3.3. LIMITACIONES

A lo largo del desarrollo de este proyecto han aparecido diversas limitaciones, relacionadas tanto con la metodología del ensayo como con la selección de las condiciones de contorno adecuadas, de forma que se han tenido que buscar alternativas para solventar dichos problemas.

En primer lugar, existe la limitación de que el modelo utilizado y desarrollado es propio, basado en las medidas limitadas aportadas por Zimmer-Biomet, por lo que pueden no ser del todo exactas. En un principio esto no debería suponer ningún problema en el momento de realizar el análisis, puesto que, aunque los modelos no sean exactos, si que están diseñados con dimensiones similares, por lo que son equiparables entre sí.

Otra limitación radica en que el comportamiento mecánico analizado se da en momentos puntuales, aunque, como se ha mencionado previamente, el movimiento del hombro es continuo y supone de la aparición de fricción y de cargas repetitivas. Al igual que el problema anterior, esta limitación no afecta en gran medida al trabajo pues lo que se busca es el análisis biomecánico y la comparación de ambas prótesis, otra vez sometidas a las mismas condiciones, pero se debería tener en cuenta en caso de querer diseñar las prótesis de manera física.

Por último, un problema que vuelve a alejarnos de la realidad anatómica y palpable se encuentra relacionado con las condiciones de contorno suministradas y es el hecho de que las fuerzas seleccionadas pertenecen a únicamente dos músculos, no el cómputo braquial, de manera que no se puede saber de manera exacta la realidad sometida sobre las prótesis. Además de esto, en cada persona varía mínimamente la disposición muscular además de las fuerzas ejercidas durante los movimientos cotidianos como sería la abducción, variación que destaca aún más en pacientes patológicos como a los que se les deben aplicar las prótesis, lo cual hace que los resultados obtenidos no sean del todo realistas, sino una aproximación bajo unas condiciones.

Aún con sus limitaciones, la metodología presente en este proyecto es aplicable y extrapolable a todo tipo de prótesis de hombro diseñadas y desarrolladas por cualquier marca comercial.

CAPÍTULO 4. CONCLUSIONES

Gracias a este trabajo se ha podido determinar que las prótesis diseñadas son funcionales, al menos teóricamente, al disponer de las dimensiones adecuadas y no presentar valores de deformación y tensión elevados.

Se puede concluir que las prótesis anatómicas presentan valores más bajos de tensión y deformación en el fragmento cóncavo, aunque su distribución es más irregular y puede derivar en problemas a largo plazo, como desgastes localizados. Por otro lado, las prótesis invertidas, a pesar de presentar valores mayores de tensión y deformación, presentan también más homogeneidad en su reparto.

En lo relativo al cuello prostético, se tendrá que, en prótesis anatómicas, las deformaciones y tensiones en la porción del vástago serán mayores con respecto a las invertidas para valores bajos de abducción. Por otro lado, los valores mecánicos presentes en la porción de la cabeza humeral serán siempre mayores en las prótesis invertidas.

CAPÍTULO 5. BIBLIOGRAFÍA

- Alcántara Zafra, D. M. C., et al. (2022). ARTROSIS DE HOMBRO: LO QUE EL TRAUMATÓLOGO NECESITA CONOCER PARA LA PLANIFICACIÓN QUIRÚRGICA. *Seram*, 1(1). Recuperado de <https://piper.espacio-seram.com/index.php/seram/article/view/9188>
- Atlas de osteología humana (página 3) (s.f.). Recuperado de <https://www.monografias.com/trabajos82/atlas-osteologia-humana/atlas-osteologia-humana3>
- Baulot, E. et al. (2011). Grammont's Idea: The Story of Paul Grammont's Functional Surgery Concept and the Development of the Reverse Principle. *Clin Orthop Relat Res*, 469(9), 2425-2431. Recuperado de <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21210311/>
- Berth, A., Pap, G. (2013). Stemless shoulder prosthesis versus conventional anatomic shoulder prosthesis in patients with osteoarthritis. *Journal of Orthopedics and Traumatology*, 14, 31-37. Recuperado de <https://doi.org/10.1007/s10195-012-0216-9>
- Bertona, B., et al. (2017). Resultados a corto plazo de la prótesis invertida de hombro según la patología. *Revista de la Asociación Argentina de Ortopedia y Traumatología*, 82(4), 278-286. Recuperado de http://www.scielo.org.ar/scielo.php?pid=S1852-74342017000400004&script=sci_arttext&tlng=en
- Best, D., Fisher, N. (1979). Efficient Simulation of the von Mises Distribution. *Journal of the Royal Statistical Society*, 28(2), 152-157. Recuperado de <https://doi.org/10.2307/2346732>
- Bohsali, K., Wirth, M., Rockwood Jr. C. (2006). Complications of total shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*, 88(10), 2279-92. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17015609/>
- Boileau, P. (2011). Biographical Sketch: Paul M. Grammont, MD (1940). *Clin Orthop Relat Res*, 469(9), 2422-2423. Recuperado de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3148372/>
- Boileau, P. et al. (2005). Grammont reverse prosthesis: Design, rationale, and biomechanics. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 14(1), 147-161. Recuperado de [https://www.jshoulderelbow.org/article/S1058-2746\(04\)00290-3/fulltext](https://www.jshoulderelbow.org/article/S1058-2746(04)00290-3/fulltext)
- Brand, R., Bigliani, L. (septiembre, 2011). Biographical Sketch: Charles S. Neer, II, MD (1917–2011). *Clin Orthop Relat Res*, 469(9), 2407-2408. Recuperado de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3148371/>
- Burgess, D. (2009). Shoulder Resurfacing. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 91(5), 1228. Recuperado de doi:10.2106/JBJS.H.01082
- Celigüeta-Lizarrá, J. T. (2011). *Método de elementos finitos para análisis estructural*. Tecnum. Recuperado de <https://hdl.handle.net/10171/19069>
- Chen, A. et al. (2016). Humeral Head Impression Fractures and Head-Splitting Fractures. *Musculoskeletal Key*. Recuperado de <https://musculoskeletalkey.com/humeral-head-impulsion-fractures-and-head-splitting-fractures/>

- Clínica Centro (s.f.). Prótesis de hombro. Recuperado de <https://www.clinicacentro.com/traumatologia/unidad-de-hombro/protesis-de-hombro/>
- Fahandezh-Saddi, F., Villa, A., Ríos, A., Vaquero, J., (2003). Consideraciones de los desgastes del polietileno aplicados a prótesis totales de cadera. *Revista española de cirugía y traumatología*, 47(3), 175-181. Recuperado de <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1888441503760950>
- Fisionatura Albir (2018). *Rotura completa del manguito: un hombro que no se movía por el dolor*. Fisionatura. Recuperado de <https://www.fisionatura.com/blog/rotura-completa-de-manguito-un-hombro-que-no-se-movia-por-el-dolor/>
- Fitzgerald, R. (1996). *Mecánica de materiales*. Alfaomega. Recuperado de https://www.academia.edu/10245773/8550_Mecanica_De_Materiales_Fitzgerald_pdf_ww
- Francés, A. et al. (1998). La artroplastia de Neer en las fracturas complejas del húmero proximal. *Revista española de cirugía osteoarticular*, 33 (193), 1-6. Recuperado de <https://roderic.uv.es/handle/10550/40026>
- Gagey, O., Hue, E. (2000). Mechanics of the Deltoid Muscle. A New Approach. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 375, 250-257. Recuperado de https://journals.lww.com/clinorthop/Fulltext/2000/06000/Mechanics_of_the_Deltoid_Muscle_A_New_Approach.30.aspx
- García, A., Rey, T., (2001). Prótesis de hombro: tipos e indicaciones. Evaluación de resultados. *Axencia de Avaliación de Tecnoloxías Sanitarias de Galicia*. Recuperado de <https://avaliat.sergas.es/Paxinas/web.aspx?tipo=paxtxt&idContido=812&idLista=4>
- Gil, F., Planell, J. (s.f.) Aplicaciones biomédicas del titanio y sus aleaciones. Recuperado de: <https://upcommons.upc.edu/bitstream/handle/2099/6814/Article04.pdf>
- Gil, F., Ginebra, M., Planell, J. (1999). Metales y aleaciones para la sustitución de tejidos duros. Recuperado de: <https://upcommons.upc.edu/bitstream/handle/2099/5451/article10.pdf>
- Grammont, P. (1993). Delta shoulder prosthesis for rotator cuff rupture. *Orthopedics*, 16(1), 65-68. Recuperado de <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8421661/>
- Handelberg, F. (2009). Prótesis invertida de hombro. *EMC - Técnicas Quirúrgicas - Ortopedia y Traumatología*, 1(1), 1-9. Recuperado de https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S2211033X09716299?casa_token=FP5Kq7brkRMAAAAA:hMecxH8hzb4WzADL2HUWV36MghoXkqbhRQb5gUKPLBFAY5gmkb6F2OiAXkCKQfUu4wOfU9y1NmOR
- Himlová, L. et al. (2004). Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(1), 20-25. Recuperado de <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2003.08.008>
- Josué Calderón Gamba (s.f.). *Aflojamiento de prótesis de rodilla*. Recuperado de <https://www.josuecalderongambamd.com/practica/rodilla/aflojamiento-de-protesis-rodilla>
- Kumar, S., John, S., Haidukewych, G., Cofield, R. (2004). Periprosthetic Humeral Fractures After Shoulder Arthroplasty. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 86(4), 680-689. Recuperado de:

https://journals.lww.com/jbjsjournal/Abstract/2004/04000/Periprosthetic_Humeral_Fractures_After_Shoulder.3.aspx

- Lutz-Michael berger (2015). Application of hardmetals as thermal spray coatings. *Journal of Refractory Metals and Hard Materials*, 49, 350-364. Recuperado de <https://doi.org/10.1016/j.jrmhm.2014.09.029>.
- Mendoza, A. (1998). Estudio de las propiedades mecánicas del sistema óseo (Segunda parte). *Ingeniería e investigación*, 41, 53-56. Disponible en: <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=4902692>
- Neer, C. (1955). Articular Replacement for the Humeral Head. *The Journal of Bone & Joint Surgery*. 37(2), 215-228. Recuperado de <https://journals.lww.com/jbjsjournal/toc/1955/37020>
- Neer, C. (1955). Indications for Replacement of the proximal humeral articulation. *The American Journal of Surgery*, 89(4), 901-907. Recuperado de <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/0002961055901604>
- Neer, C. (1983). Impingement lesions. *Clin Orthop Relat Res*, 173, 70-77. Recuperado de <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/6825348/>
- Nérot, C., Ohl, X. (2015). Prótesis total de hombro primaria, anatómica e invertida, a excepción de los casos traumáticos: técnica quirúrgica. *EMC – Técnicas Quirúrgicas – Ortopedia y Traumatología*, 7(1), 1-19. Recuperado de [https://doi.org/10.1016/S2211-033X\(15\)70122-2](https://doi.org/10.1016/S2211-033X(15)70122-2)
- Paulsen, F. (2018). *Sobotta. Atlas de anatomía humana*. Elsevier. Recuperado de <https://www.elsevier.com/books/sobotta-atlas-de-anatomia-humana-vol-1/paulsen/978-84-9113-366-7>
- Pirie, E. (2022). Deltoid muscle. *Kenhub*. Recuperado de <https://www.kenhub.com/en/library/anatomy/the-deltoid-muscle>
- Rodríguez-Piñero, Rodríguez-Burgos, Cárdenas. (2007). Artroplastia del hombro. *Rehabilitación: Revista de la Sociedad Española de Rehabilitación y Medicina Física*, 41(6), 248-257. Recuperado de: <https://www.elsevier.es/es-revista-farmacia-profesional-3-pdf-S0048712007755275>
- Romero, R. (2015). Morfometría de la cavidad glenoidea de la escápula. *Gaceta médica de Caracas*, 123(4), 287-291. Recuperado de https://www.researchgate.net/publication/284888380_Morfometria_de_la_cavidad_glenoidea_de_la_escapula
- Sánchez, S. (2021, Marzo 15). Diartrosis: que son, tipos y características. *Psicología y mente*. Recuperado de <https://psicologiymente.com/salud/diartrosis>
- Serrano, C. (2023). *Articulación glenohumeral*. Recuperado de <https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/articulacion-glenohumeral>
- Serrano, C. (2023). *Esternón: Anatomía, partes, dolor y correlaciones*. Recuperado de <https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/esternon>

- Silvio, A., Kido, Eric., Silverio, R., (2017). Sinterización, un proceso de conformación de metales como alternativa económica con un bajo impacto ambiental. *Revista Centro Azúcar*, 44(3), 83-92. Recuperado de <http://scielo.sld.cu/pdf/caz/v44n3/caz09317.pdf>
- Van Der Helm, F. (1994). A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism. *Journal of Biomechanics*, 27(5), 551-569. Recuperado de [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)90065-5](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)90065-5)
- Vaskovic, J. (2022). Subscapularis muscle. *Kenhub*. Recuperado de <https://www.kenhub.com/en/library/anatomy/subscapularis-muscle>
- Zimmer Biomet (2018). The Comprehensive Total Shoulder System. Recuperado de <https://www.zimmerbiomet.eu/en/products-and-solutions/specialties/shoulder/comprehensive-total-shoulder-system.html#04-education>
- Zimmer Biomet (2018). Comprehensive Reverse Shoulder System. Recuperado de <https://www.zimmerbiomet.eu/en/products-and-solutions/specialties/shoulder/comprehensive-reverse-shoulder-system.html>

DOCUMENTO PRESUPUESTO

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN

Este penúltimo capítulo del proyecto presenta el estudio económico realizado durante el desarrollo del mismo. El software utilizado para dicho estudio será la herramienta Arquímedes, de la aplicación CYPE. Se requiere, previo a la realización del presupuesto, tener en cuenta determinadas consideraciones.

Se busca definir de manera realista el desarrollo del proyecto, teniendo en cuenta las condiciones económicas del mismo, incluyendo el coste de maquinaria, materiales utilizados y mano de obra, grupo para el cual se va a considerar al estudiante como un ingeniero biomédico junior y al tutor del trabajo como un ingeniero biomédico senior. Otro punto a tener en cuenta es el tiempo de desarrollo del proyecto, el cual se contabiliza en aproximadamente 300 horas efectivas, relativas a los 12 créditos universitarios en lo que consiste el TFG.

Dentro del bloque de materiales utilizados se contabilizará el coste de las licencias de los programas instalados debido a que el desarrollo ha sido exclusivamente computacional. Por otro lado, y debido a esto, la única maquinaria utilizada ha sido el portátil, por lo que se tendrá en cuenta la amortización del mismo.

Una vez extraídos los costes principales, se tendrá en cuenta una tasa de interés general del 16% además de un beneficio industrial del 7%. Por último se añadirá el impuesto relativo al IVA, de un 21%.

CAPÍTULO 2. CUADRO DE PRECIOS DE MANO DE

OBRA

Núm.	Código	Denominación de la mano de obra	Precio	Horas	Total
1	MO.IS	Ingeniero Senior	31,00	18,20 h	564,20
2	MO.IJ	Ingeniero Junior	15,00	300,00 h	4.500,00
				Total mano de obra:	5.064,20

CAPÍTULO 3. CUADRO DE PRECIOS DE

MAQUINARIA

Núm.	Código	Denominación de la maquinaria	Precio	Cantidad	Total
1	MAQ.PC	Portátil	1,46	284,00 h	414,64
				Total maquinaria:	414,64

CAPÍTULO 4. CUADRO DE PRECIOS DE

MATERIALES

Núm.	Código	Denominación del material	Precio	Cantidad	Total
1	MAT.LA	Licencia ANSYS Completa	78,00	24,00 h	1.872,00
2	MAT.LSW	Licencia SolidWorks	31,50	67,00 h	2.110,50
3	MAT.LO365	Licencia Office 365	0,90	222,00 h	199,80
4	MAT.LW10	Licencia Windows 10	0,90	288,00 h	259,20
Total materiales:					4.441,50

CAPÍTULO 5. PRESUPUESTOS PARCIALES

Presupuesto parcial nº 01 Definición del proyecto

Nº	Ud	Descripción	Medición	Precio	Importe
01.01	H	Reunión inicial con la tutora del TFG			
			Total h :	2,00	46,00
					92,00
01.02	H	Reunión para definir los objetivos del proyecto			
			Total h :	3,00	46,00
					138,00
01.03	H	Reunión para planificar la actividad a realizar			
			Total h :	7,00	46,00
					322,00
Total Presupuesto parcial nº 01 Definición del proyecto :					552,00

Presupuesto parcial nº 02 Investigación del estado del arte

Nº	Ud	Descripción	Medición	Precio	Importe
02.01	H	Investigación del estado del arte			
			Total h :	50,00	18,26
					913,00
Total Presupuesto parcial nº 02 Investigación del estado del arte :					913,00

Presupuesto parcial nº 03 Diseño y modelado de las prótesis

Nº	Ud	Descripción	Medición	Precio	Importe
03.01	H	Instalación de los programas necesarios			
			Total h :	2,00	48,86
					97,72
03.02	H	Aprendizaje sobre el manejo del software específico			
			Total h :	40,00	48,86
					1.954,40
03.03	H	Modelado de los diseños			
			Total h :	25,00	49,76
					1.244,00
Total Presupuesto parcial nº 03 Diseño y modelado de las prótesis :					3.296,12

Presupuesto parcial nº 04 Análisis con el MEF

Nº	Ud	Descripción	Medición	Precio	Importe
04.01	H	Aprendizaje sobre el MEF			
			Total h :	5,00	18,26
					91,30
04.02	H	Instalación del software necesario			
			Total h :	4,00	93,90
					375,60
04.03	H	Investigación acerca de las fuerzas anatómicas			
			Total h :	12,00	21,36
					256,32
04.04	H	Realización de la simulación			
			Total h :	20,00	95,36
					1.907,20
04.05	H	Análisis de los resultados obtenidos			
			Total h :	20,00	26,01
					520,20
Total Presupuesto parcial nº 04 Análisis con el MEF :					3.150,62

Presupuesto parcial nº 05 Redacción y defensa del TFG

Nº	Ud	Descripción	Medición	Precio	Importe
05.01	H	Preparación de la exposición oral			
			Total h :	80,00	18,26
					1.460,80
05.02	H	Preparación y defensa de la exposición			
			Total h :	30,00	18,26
					547,80
Total Presupuesto parcial nº 05 Redacción y defensa del TFG :					2.008,60

CAPÍTULO 6. CUADRO DE PRECIOS UNITARIOS

Nº	Designación	Importe	
		En cifra (Euros)	En letra (Euros)
	1 Definición del proyecto		
1.1	h Reunión inicial con la tutora del TFG	46,00	CUARENTA Y SEIS EUROS
1.2	h Reunión para definir los objetivos del proyecto	46,00	CUARENTA Y SEIS EUROS
1.3	h Reunión para planificar la actividad a realizar	46,00	CUARENTA Y SEIS EUROS
	2 Investigación del estado del arte		
2.1	h Investigación del estado del arte	18,26	DIECIOCHO EUROS CON VEINTISEIS CÉNTIMOS
	3 Diseño y modelado de las prótesis		
3.1	h Instalación de los programas necesarios	48,86	CUARENTA Y OCHO EUROS CON OCHENTA Y SEIS CÉNTIMOS
3.2	h Aprendizaje sobre el manejo del software específico	48,86	CUARENTA Y OCHO EUROS CON OCHENTA Y SEIS CÉNTIMOS
3.3	h Modelado de los diseños	49,76	CUARENTA Y NUEVE EUROS CON SETENTA Y SEIS CÉNTIMOS
	4 Análisis con el MEF		
4.1	h Aprendizaje sobre el MEF	18,26	DIECIOCHO EUROS CON VEINTISEIS CÉNTIMOS
4.2	h Instalación del software necesario	93,90	NOVENTA Y TRES EUROS CON NOVENTA CÉNTIMOS
4.3	h Investigación acerca de las fuerzas anatómicas	21,36	VEINTIUN EUROS CON TREINTA Y SEIS CÉNTIMOS
4.4	h Realización de la simulación	95,36	NOVENTA Y CINCO EUROS CON TREINTA Y SEIS CÉNTIMOS
4.5	h Análisis de los resultados obtenidos	26,01	VEINTISEIS EUROS CON UN CÉNTIMO
	5 Redacción y defensa del TFG		
5.1	h Preparación de la exposición oral	18,26	DIECIOCHO EUROS CON VEINTISEIS CÉNTIMOS
5.2	h Preparación y defensa de la exposición	18,26	DIECIOCHO EUROS CON VEINTISEIS CÉNTIMOS

CAPÍTULO 7. CUADRO DE PRECIOS

DESCOMPUESTOS

Nº	Código	Ud	Descripción		Total
1 Definición del proyecto					
1.1	01.01	h	Reunión inicial con la tutora del TFG		
	MO.IJ	1,00 h	Ingeniero Junior	15,00	15,00
	MO.IS	1,00 h	Ingeniero Senior	31,00	31,00
Precio total por h					46,00
1.2	01.02	h	Reunión para definir los objetivos del proyecto		
	MO.IJ	1,00 h	Ingeniero Junior	15,00	15,00
	MO.IS	1,00 h	Ingeniero Senior	31,00	31,00
Precio total por h					46,00
1.3	01.03	h	Reunión para planificar la actividad a realizar		
	MO.IJ	1,00 h	Ingeniero Junior	15,00	15,00
	MO.IS	1,00 h	Ingeniero Senior	31,00	31,00
Precio total por h					46,00
2 Investigación del estado del arte					
2.1	02.01	h	Investigación del estado del arte		
	MO.IJ	1,00 h	Ingeniero Junior	15,00	15,00
	MAT.LO365	1,00 h	Licencia Office 365	0,90	0,90
	MAT.LW10	1,00 h	Licencia Windows 10	0,90	0,90
	MAQ.PC	1,00 h	Portátil	1,46	1,46
Precio total por h					18,26
3 Diseño y modelado de las prótesis					
3.1	03.01	h	Instalación de los programas necesarios		
	MO.IJ	1,00 h	Ingeniero Junior	15,00	15,00
	MAQ.PC	1,00 h	Portátil	1,46	1,46
	MAT.LW10	1,00 h	Licencia Windows 10	0,90	0,90
	MAT.LSW	1,00 h	Licencia SolidWorks	31,50	31,50
Precio total por h					48,86
3.2	03.02	h	Aprendizaje sobre el manejo del software específico		
	MAT.LW10	1,00 h	Licencia Windows 10	0,90	0,90
	MO.IJ	1,00 h	Ingeniero Junior	15,00	15,00
	MAQ.PC	1,00 h	Portátil	1,46	1,46
	MAT.LSW	1,00 h	Licencia SolidWorks	31,50	31,50
Precio total por h					48,86
3.3	03.03	h	Modelado de los diseños		
	MAT.LW10	1,00 h	Licencia Windows 10	0,90	0,90
	MAT.LSW	1,00 h	Licencia SolidWorks	31,50	31,50
	MAT.LO365	1,00 h	Licencia Office 365	0,90	0,90
	MO.IJ	1,00 h	Ingeniero Junior	15,00	15,00
	MAQ.PC	1,00 h	Portátil	1,46	1,46
Precio total por h					49,76

4 Análisis con el MEF

4.1 04.01	h	Aprendizaje sobre el MEF				
MAQ.PC	1,00 h	Portátil	1,46	1,46		
MAT.LW10	1,00 h	Licencia Windows 10	0,90	0,90		
MAT.LO365	1,00 h	Licencia Office 365	0,90	0,90		
MO.IJ	1,00 h	Ingeniero Junior	15,00	15,00		
		Precio total por h		18,26		
4.2 04.02	h	Instalación del software necesario				
MAT.LW10	1,00 h	Licencia Windows 10	0,90	0,90		
MO.IJ	1,00 h	Ingeniero Junior	15,00	15,00		
MAT.LA	1,00 h	Licencia ANSYS Completa	78,00	78,00		
		Precio total por h		93,90		
4.3 04.03	h	Investigación acerca de las fuerzas anatómicas				
MAT.LW10	1,00 h	Licencia Windows 10	0,90	0,90		
MAT.LO365	1,00 h	Licencia Office 365	0,90	0,90		
MAQ.PC	1,00 h	Portátil	1,46	1,46		
MO.IJ	1,00 h	Ingeniero Junior	15,00	15,00		
MO.IS	0,10 h	Ingeniero Senior	31,00	3,10		
		Precio total por h		21,36		
4.4 04.04	h	Realización de la simulación				
MAT.LW10	1,00 h	Licencia Windows 10	0,90	0,90		
MAT.LA	1,00 h	Licencia ANSYS Completa	78,00	78,00		
MAQ.PC	1,00 h	Portátil	1,46	1,46		
MO.IJ	1,00 h	Ingeniero Junior	15,00	15,00		
		Precio total por h		95,36		
4.5 04.05	h	Análisis de los resultados obtenidos				
MO.IS	0,25 h	Ingeniero Senior	31,00	7,75		
MO.IJ	1,00 h	Ingeniero Junior	15,00	15,00		
MAQ.PC	1,00 h	Portátil	1,46	1,46		
MAT.LW10	1,00 h	Licencia Windows 10	0,90	0,90		
MAT.LO365	1,00 h	Licencia Office 365	0,90	0,90		
		Precio total por h		26,01		

5 Redacción y defensa del TFG

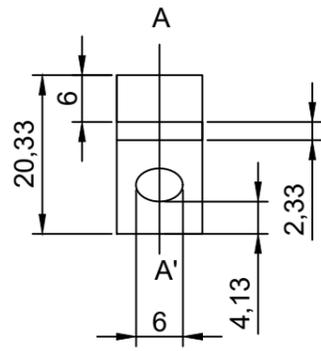
5.1 05.01	h	Preparación de la exposición oral				
MO.IJ	1,00 h	Ingeniero Junior	15,00	15,00		
MAQ.PC	1,00 h	Portátil	1,46	1,46		
MAT.LW10	1,00 h	Licencia Windows 10	0,90	0,90		
MAT.LO365	1,00 h	Licencia Office 365	0,90	0,90		
		Precio total por h		18,26		
5.2 05.02	h	Preparación y defensa de la exposición				
MAT.LW10	1,00 h	Licencia Windows 10	0,90	0,90		
MAT.LO365	1,00 h	Licencia Office 365	0,90	0,90		
MAQ.PC	1,00 h	Portátil	1,46	1,46		
MO.IJ	1,00 h	Ingeniero Junior	15,00	15,00		
		Precio total por h		18,26		

CAPÍTULO 8. RESUMEN DEL PRESUPUESTO

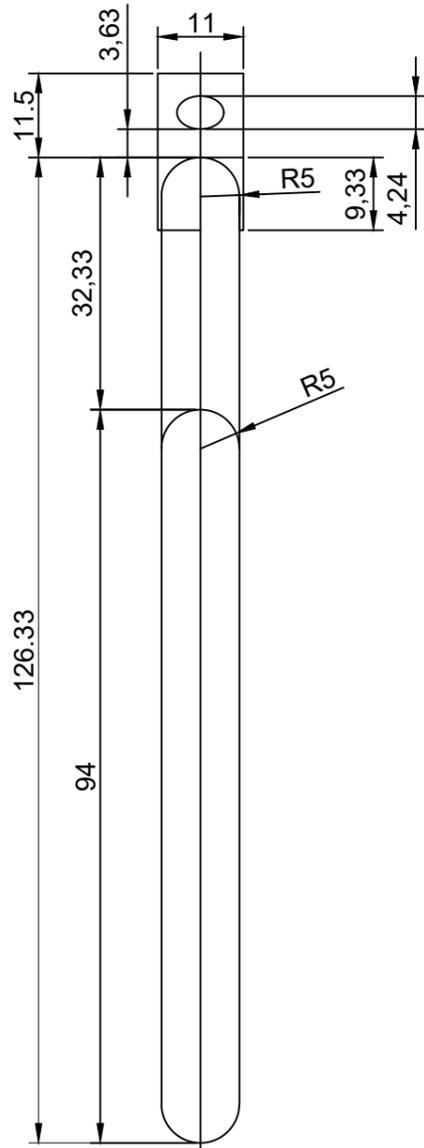
Capítulo	Importe
1 Definición del proyecto	552,00
2 Investigación del estado del arte	913,00
3 Diseño y modelado de las prótesis	3.296,12
4 Análisis con el MEF	3.150,62
5 Redacción y defensa del TFG	2.008,60
Presupuesto de ejecución material	9.920,34
16% de gastos generales	1.587,25
7% de beneficio industrial	694,42
Suma	12.202,01
21% IVA	2.562,42
Presupuesto de ejecución por contrata	14.764,43

Asciende el presupuesto de ejecución por contrata a la expresada cantidad de CATORCE MIL SETECIENTOS SESENTA Y CUATRO EUROS CON CUARENTA Y TRES CÉNTIMOS.

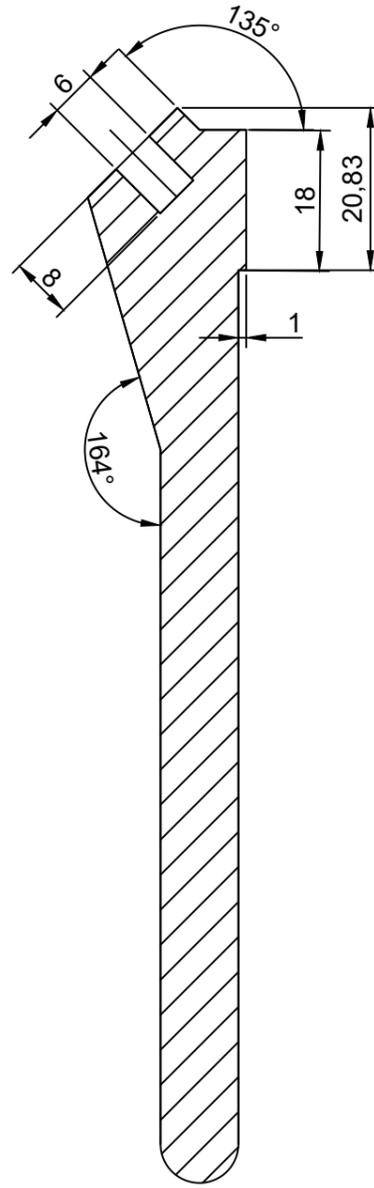
DOCUMENTO PLANOS



PLANTA SUPERIOR

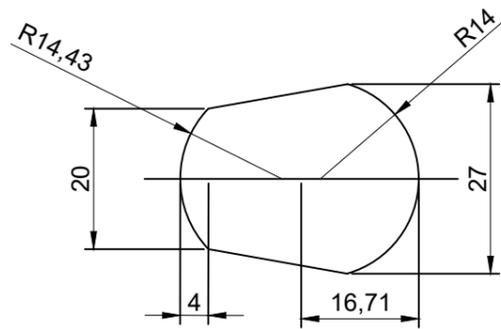


ALZADO

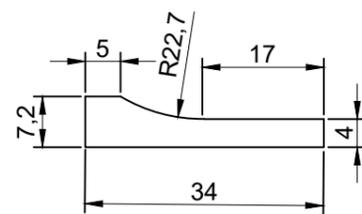


SECCIÓN A-A'

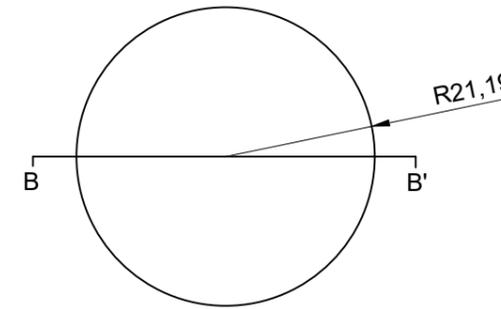
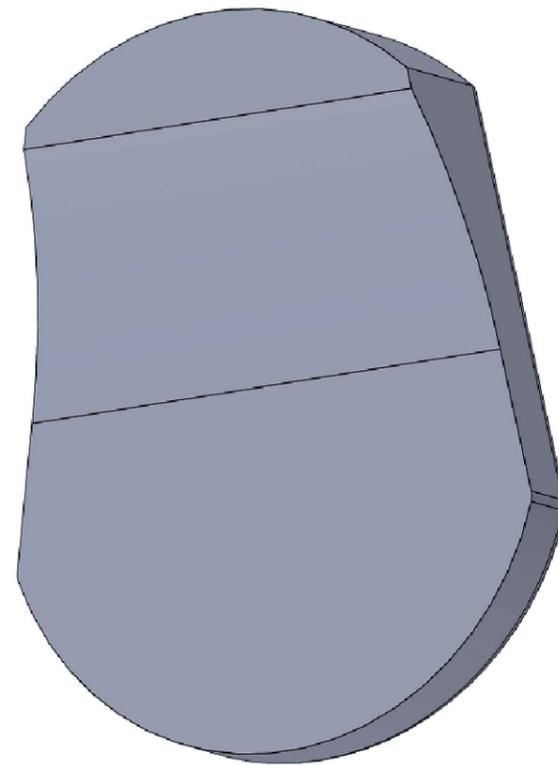




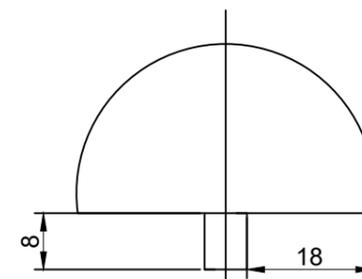
PLANTA SUPERIOR



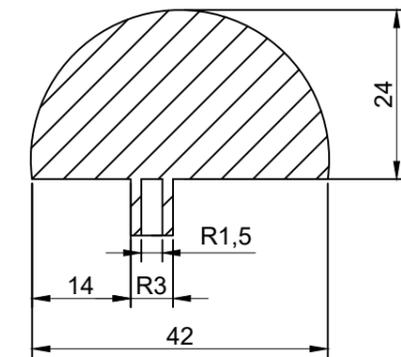
ALZADO



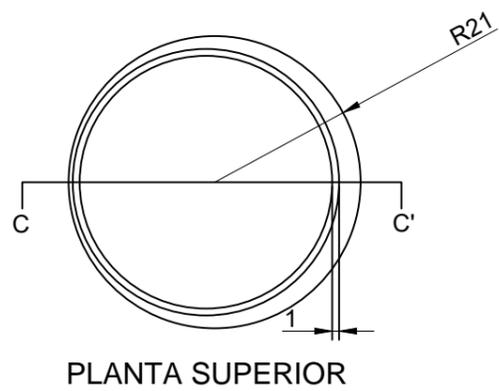
PLANTA SUPERIOR



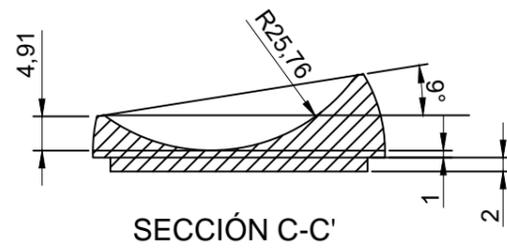
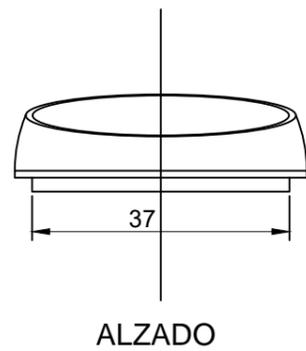
ALZADO



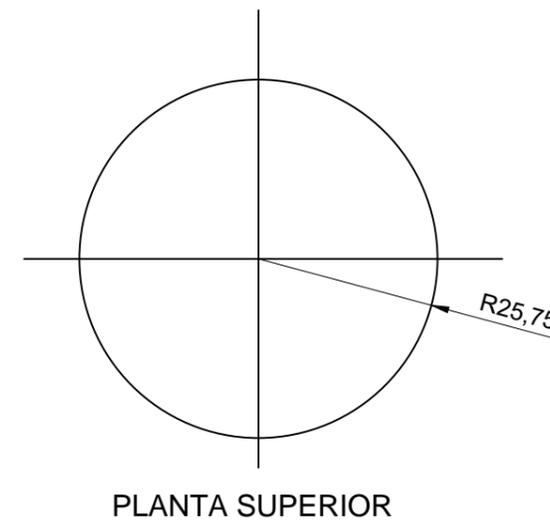
SECCIÓN B-B'



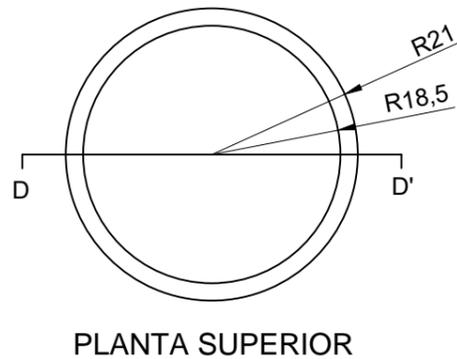
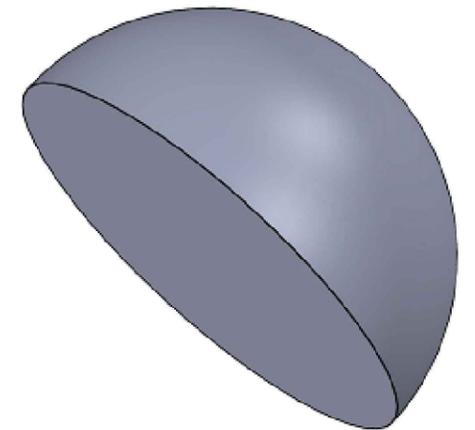
PLANTA SUPERIOR



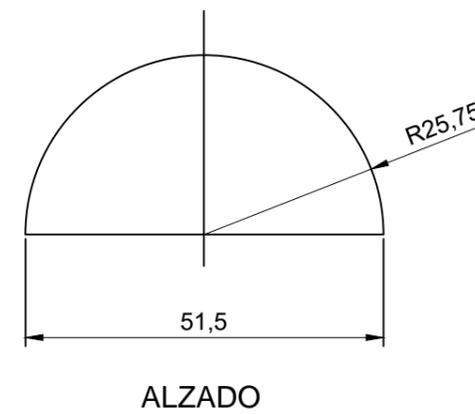
SECCIÓN C-C'



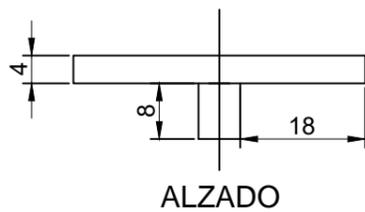
PLANTA SUPERIOR



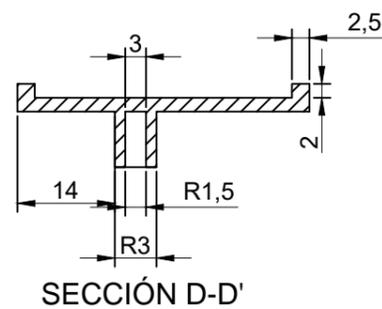
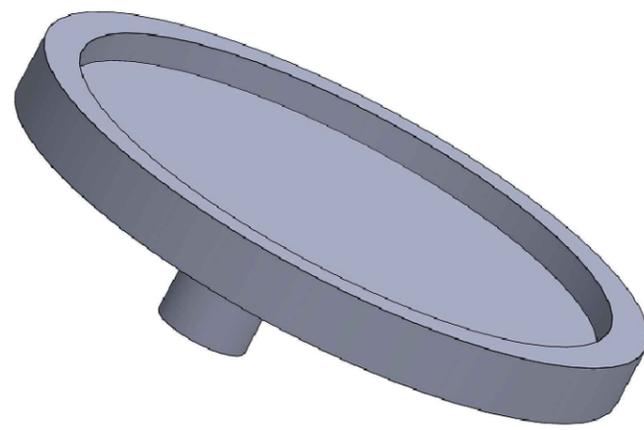
PLANTA SUPERIOR



ALZADO



ALZADO



SECCIÓN D-D'