



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUOLA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIERÍA
INDUSTRIAL VALENCIA

Curso Académico:

AGRADECIMIENTOS

Primero de todo me gustaría agradecer a mi tutor Carlos Manuel Atienza por haberme enseñado tanto en la asignatura de Diseño y Validación de Implantes Quirúrgicos y por toda la ayuda que me ha aportado en el desarrollo de este proyecto. También quiero darle las gracias a mi cotutor Luca Giovannelli por sus consejos y su guía con los aspectos más técnicos del trabajo.

Quiero darle las gracias a mis compañeros de clase por haberme acompañado en esta breve pero intensa aventura en una universidad y ciudad nuevas y en esta situación tan difícil que estamos viviendo todos. Y gracias a todos los profesores que han hecho grandes esfuerzos para transmitirnos sus conocimientos ya fuera en persona, o través de una pantalla.

Gracias a Daniel Escandell, por apoyarme y animarme a seguir adelante cada día, pero sobre todo en los momentos más duros cuando yo sola no era capaz de avanzar.

Y por supuesto gracias a mi madre, Esther Barreiro, por haberme ayudado a convertirme en la persona que soy hoy en día y de la que espero que estés orgullosa. Todo este trabajo y el título que obtendré con él, al igual que los anteriores, te los dedico a ti, por todos los sacrificios que has hecho para que yo llegara hasta este momento.

A todos y todas, muchas gracias.

RESUMEN

En el trabajo a continuación se expone la optimización del diseño de un vástago de cadera largo. Con el fin de crear un implante con la menor cantidad de material posible para facilitar su fabricación mediante técnicas aditivas primeramente se ha esbozado un diseño original con el software de Solidworks y se han caracterizado los parámetros de interés (tensiones de von Mises, desplazamientos equivalentes y deformaciones unitarias de la pieza) tras haber realizado un análisis con MEF.

A continuación, se ha creado un diseño genérico con el software de Altair Inspire™. Dicho diseño preliminar se ha validado mediante el método de elementos finitos (MEF) con el software de Altair Inspire™ habiendo aplicado las mismas cargas fisiológicas en la cadera (explicadas en detalle en el apartado 5.2.1) que se le habían aplicado al vástago original. A continuación, se ha procedido a su optimización topológica. Para ello se ha utilizado la herramienta de optimización de diseño para minimización de masa de Altair Inspire™ teniendo en cuenta el factor de seguridad establecido.

Con los resultados obtenidos de la optimización con Altair Inspire® se ha modificado el vástago original para eliminar el material innecesario y se ha realizado una comparación para estudiar las ventajas que ofrece el vástago vaciado frente al vástago original.

Palabras Clave: cadera, prótesis de cadera, vástago largo, diseño de implantes, optimización, fabricación aditiva, modelo de elementos finitos, porosidad.

ÍNDICE

TABLA DE CONTENIDO

AGRADECIMIENTOS.....	2
RESUMEN	3
ÍNDICE	4
LISTADO DE FIGURAS.....	6
LISTADO DE TABLAS	8
MEMORIA.....	9
1 PREFACIO.....	10
1.1 ORIGEN DEL TRABAJO.....	10
1.2 MOTIVACIÓN.....	11
2 INTRODUCCIÓN.....	12
2.1 OBJETIVOS DEL TRABAJO	12
2.2 METODOLOGÍA EMPLEADA.....	12
3 REVISIÓN DE LA LITERATURA	13
3.1 ANATOMÍA DE LA ARTICULACIÓN DE LA CADERA.....	13
3.2 LA BIOMECÁNICA.....	14
3.2.1 <i>La biomecánica de los huesos largos</i>	14
3.2.2 <i>La biomecánica de la cadera</i>	15
3.3 LOS BIOMATERIALES.....	16
3.4 LOS PROCESOS DE FABRICACIÓN	18
3.5 LA PRÓTESIS DE CADERA.....	20
4 HERRAMIENTAS EXPERIMENTALES.....	23
4.1 SOFTWARE DE SOLIDWORKS	23
4.2 SOFTWARE DE ALTAIR INSPIRE™.....	23
5 DESARROLLO DEL ESTUDIO	25
5.1 REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA. ESTADO DEL ARTE DEL REEMPLAZO TOTAL DE CADERA. LOS PROTAGONISTAS DE LA INNOVACIÓN EN LAS PRÓTESIS DE CADERA	25
5.1.1 <i>Análisis de riesgos realizado</i>	27
5.2 DISEÑO DE UN VÁSTAGO DE CADERA LARGO MEDIANTE SOLIDWORKS	29
5.2.1 <i>Cálculos teóricos para el dimensionado del vástago</i>	29
5.2.2 <i>Modelado de un vástago largo de diseño propio</i>	32
5.2.3 <i>Análisis por método de elementos finitos del modelo creado</i>	34
5.3 DISEÑO DE UN VÁSTAGO DE CADERA LARGO MEDIANTE ALTAIR INSPIRE™	37
5.3.1 <i>Modelado de un vástago largo de diseño genérico</i>	38
5.3.2 <i>Análisis por método de elementos finitos</i>	39
5.4 OPTIMIZACIÓN DEL DISEÑO GENÉRICO CON ALTAIR INSPIRE™	41
5.5 OPTIMIZACIÓN DEL VÁSTAGO ORIGINAL Y ANÁLISIS POR MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS.....	43

Diseño y validación de un vástago de cadera largo para minimizar el uso de material y
posibilitar su fabricación mediante tecnologías aditivas

6	RESULTADOS.....	47
6.1	COMPARATIVA DE LAS PROPIEDADES DEL VÁSTAGO ORIGINAL FRENTE AL VÁSTAGO VACIADO.....	47
7	CONCLUSIONES	49
	PRESUPUESTO.....	51
1	COSTE DE PERSONAL	51
2	COSTE DE MATERIAL.....	51
3	TABLAS DE PRECIOS.....	52
4	PRESUPUESTO FINAL	53
	BIBLIOGRAFÍA	54
	ANEXOS	59
	VISTAS EN PLANO DEL VÁSTAGO FEMORAL LARGO ORIGINAL	59
	VISTAS EN PLANO DEL VÁSTAGO FEMORAL LARGO VACIADO	60

LISTADO DE FIGURAS

FIGURA 1. DEDO DEL PIE FALSO HALLADO EN UNA MOMIA DE MUJER. J L FINCH. MUSEO EGIPCIO, CAIRO, EGIPTO. FUENTE [13].....	10
FIGURA 2. ARTICULACIÓN DE LA CADERA. FUENTE [35]	13
FIGURA 3. CABEZAS FEMORALES DE COXA VARA, COXA NORMAL Y COXA VALGA. FUENTE [8]	13
FIGURA 4. BIOMECÁNICA DEL CORREDOR. FUENTE [50].....	14
FIGURA 5. ESTRUCTURA DEL HUESO. FUENTE [51].....	15
FIGURA 6. CICLO DE LA MARCHA. FUENTE [55]	16
FIGURA 7. APLICACIÓN DE CARGAS EN EL FÉMUR.....	16
FIGURA 8. FUNDICIÓN DE HIERRO. FUENTE [41].....	18
FIGURA 9. MECANIZADO DE PRÓTESIS DE RODILLA. FUENTE [14].....	19
FIGURA 10. FABRICACIÓN CON TÉCNICAS ADITIVAS. FUENTE [34].....	19
FIGURA 11. FABRICACIÓN CON EBM (IZQUIERDA) Y CÓTILOS FABRICADOS POR EBM (DERECHA) . FUENTES [43, 39]	20
FIGURA 12. CABEZAS FEMORALES DE CROMO COBALTO (IZQUIERDA) Y BIOLOX® DELTA (DERECHA). FUENTES [26, 32]	20
FIGURA 13. VÁSTAGOS FEMORALES CEMENTADO (IZQUIERDA), NO CEMENTADO (CENTRO) Y CORTO (DERECHA). FUENTES [2, 3, 33].....	21
FIGURA 14. COPA ACETABULAR CON CÓTILO DE ALEACIÓN DE TITANIO E INSERTO ACETABULAR DE POLIETILENO DE ALTO PESO MOLECULAR. FUENTE [11]	22
FIGURA 15. LOGO DE SOLIDWORKS. FUENTE [30]	23
FIGURA 16. LOGO DE ALTAIR INSPIRE™. FUENTE [55].....	24
FIGURA 17. EJEMPLO DE PRÓTESIS DE CADERA CON PAR METAL-METAL. FUENTE [38].....	25
FIGURA 18. EJEMPLO DE PRÓTESIS DE CADERA CON PAR METAL-POLIETILENO. FUENTE [38]	26
FIGURA 19. EJEMPLO DE PRÓTESIS DE CADERA CON PAR CERÁMICA-CERÁMICA. FUENTE [39]	26
FIGURA 20. ESCALAS DE PROBABILIDAD (IZDA.), IMPACTO (DER.) Y RIESGO (CENTRO))	28
FIGURA 21. DISEÑO CONCEPTUAL DEL VÁSTAGO DE CADERA LARGO DE DISEÑO PROPIO.....	29
FIGURA 22. ESQUEMA DE LAS SECCIONES UTILIZADAS EN LOS CÁLCULOS TEÓRICOS	30
FIGURA 23. CROQUIS DEL CUELLO FEMORAL (IZDA) Y DETALLE DEL CUELLO FEMORAL (DER)	32
FIGURA 24. CROQUIS DEL CUERPO FEMORAL (IZDA) Y DETALLE DEL CUERPO FEMORAL (DER)	33
FIGURA 25. DETALLE DEL REDONDEO DISTAL (IZDA) Y EL CONO MORSE (DER)	33
FIGURA 26. VÁSTAGO FEMORAL DISEÑADO CON SOLIDWORKS.....	34
FIGURA 27. DETALLE DE LA FIJACIÓN (IZDA) Y MALLA (DER) EMPLEADOS PARA EL ANÁLISIS MEF.....	34
FIGURA 28. APLICACIÓN DE LA CARGA DE 5000N AL VÁSTAGO	35
FIGURA 29. TENSIÓN DE VON MISES EN EL VÁSTAGO DE ORIGINAL	36
FIGURA 30. DESPLAZAMIENTOS RESULTANTES EN EL VÁSTAGO ORIGINAL	36
FIGURA 31. DEFORMACIONES UNITARIAS EN EL VÁSTAGO DE ORIGINAL	37
FIGURA 32. DETALLE DE LA ZONA DE CONFLICTO.....	37
FIGURA 33. VÁSTAGOS DE CADERA LARGOS COMERCIALES. FUENTES [31, 57, 58, 53]	38
FIGURA 34. CROQUIS DEL VÁSTAGO GENÉRICO.....	38
FIGURA 35. VÁSTAGO GENÉRICO DISEÑADO CON ALTAIR.....	39
FIGURA 36. SUJECIONES Y CARGA APLICADAS AL VÁSTAGO GENÉRICO	40
FIGURA 37. TENSIONES DE VON MISES EN EL VÁSTAGO GENÉRICO.....	40
FIGURA 38. DESPLAZAMIENTOS EN EL VÁSTAGO GENÉRICO	41
FIGURA 39. PROCESO DE OPTIMIZACIÓN DEL VÁSTAGO GENÉRICO	42
FIGURA 40. RESULTADO DE LA OPTIMIZACIÓN DEL VÁSTAGO GENÉRICO.....	42
FIGURA 41. VÁSTAGO ORIGINAL OPTIMIZADO	43
FIGURA 42. SUJECIONES, CARGA Y MALLA EN EL VÁSTAGO ORIGINAL OPTIMIZADO.....	44
FIGURA 43. TENSIONES DE VON MISES EN EL VÁSTAGO ORIGINAL OPTIMIZADO.....	44

Diseño y validación de un vástago de cadera largo para minimizar el uso de material y
posibilitar su fabricación mediante tecnologías aditivas

FIGURA 44. DESPLAZAMIENTOS EN EL VÁSTAGO ORIGINAL OPTIMIZADO	45
FIGURA 45. DEFORMACIONES UNITARIAS EN EL VÁSTAGO ORIGINAL OPTIMIZADO	45
FIGURA 46. DETALLE DE LA ZONA DE CONFLICTO EN EL VÁSTAGO ORIGINAL OPTIMIZADO	46
FIGURA 47. COMPARATIVA DE RESULTADOS DEL ANÁLISIS MEF DEL VÁSTAGO FEMORAL ORIGINAL.....	47
FIGURA 48. COMPARATIVA DE RESULTADOS DEL ANÁLISIS MEF DEL VÁSTAGO FEMORAL OPTIMIZADO	48
FIGURA 49. ENSAYOS ISO 7206-4. FUENTE [12]	50

LISTADO DE TABLAS

TABLA 1. ANÁLISIS DE RIESGOS DEL VÁSTAGO FEMORAL	27
TABLA 2. RESULTADO DE LA REDUCCIÓN DE LOS RIESGOS.....	28
TABLA 3. DATOS PARA LOS CÁLCULOS TEÓRICOS	31
TABLA 4. COMPARATIVA DE TENSIONES Y DESPLAZAMIENTOS MÁXIMOS DE LOS DOS MODELOS DE VÁSTAGO	48
TABLA 5. PRECIOS DE MANO DE OBRA.....	52
TABLA 6. PRECIOS DE MATERIAL	52
TABLA 7. PRESUPUESTO DE EJECUCIÓN POR CONTRATA	53

MEMORIA

1 Prefacio

1.1 Origen del trabajo

Los implantes biomédicos son dispositivos médicos creados para reemplazar, apoyar o reparar alguna estructura del cuerpo humano. Normalmente están fabricados con, o al menos recubiertos de, biomateriales compatibles con el sistema biológico al que se introducen.

El desarrollo de los biomateriales se remonta a hace aproximadamente 70 años cuando el concepto de biomaterial era todavía desconocido y nadie producía dispositivos médicos como tal ya que no existía una regulación al respecto. Sin embargo, se tienen pruebas de que nuestros antepasados habían experimentado con estas técnicas llegando incluso a crear dispositivos semejantes a implantes que existen hoy en día. En 1998 Eric Crubzy *et al* publicaron en la revista *Nature* un artículo en el que se mostraban imágenes de lo que resultaban ser dientes falsos implantados en las mandíbulas de restos antropológicos romanos. En 2007 científicos británicos hallaron en Egipto un dedo gordo falso hecho de madera y cuero en la momia de una mujer que habría sufrido una amputación. La primitiva prótesis estaba muy articulada para su antigüedad y mostraba signos de uso, por lo que claramente había sido utilizada por la mujer hasta su muerte.



Figura 1. Dedo del pie falso hallado en una momia de mujer. J L Finch. Museo Egipcio, Cairo, Egipto. Fuente [13]

Volviendo a la época de 1920, cuando empezaron investigaciones sobre los biomateriales, el problema aquel entonces era la falta de esterilidad y la poca o nula compresión de la biocompatibilidad. Las primeras investigaciones se realizaron en animales en 1924 por H.S. Levert, y no fue hasta 1932 que se desarrolló el primer biomaterial metálico, el Vitalio, que se utilizaba para implantes dentales.

Años más tarde, durante la Segunda Guerra Mundial, Harold Ridley fue consciente de que muchos de los pilotos heridos con metralla de las cúpulas de los aviones, fabricadas en PMMA, no sufrían reacciones adversas al tener el material dentro del cuerpo. En 1949, tras mucha investigación, desarrolló las primeras lentes intraoculares fabricadas con PMMA.

Desde entonces la medicina ha avanzado rápidamente en el desarrollo de nuevos implantes, biomateriales y técnicas para su fabricación, buscando siempre mejorar la calidad de vida de los pacientes receptores de dichos implantes.

Hoy en día el número de personas que precisan de un reemplazo total o parcial de cadera ha aumentado y, debido al aumento de la esperanza de vida, también ha aumentado el número de pacientes cuyas prótesis fallan y es necesario realizar un reemplazo del implante inicial por uno de revisión. Es por esto que las investigaciones se centran cada vez más en el diseño y la creación de prótesis más personalizadas y con mayor vida útil. Para ello es necesario trabajar en tres puntos muy importantes de la fabricación de prótesis de cadera: el diseño, el material de fabricación y la técnica con la que se fabrica el implante.

El diseño de prótesis de cadera en los últimos años se ha centrado en crear implantes lo más similares posible al hueso natural del paciente. Es así como han surgido las prótesis porosas y fabricadas con estructuras “huecas” que permiten disminuir la cantidad de material empleado en su fabricación a la vez que se aportan propiedades al implante que acercan su comportamiento más al que tendría el hueso original.

Los biomateriales utilizados para la fabricación de las prótesis van a la par que las técnicas de fabricación innovadoras que surgen en los últimos años. Para poder crear un vástago de cadera mediante técnicas aditivas es necesario contar con un material que sea apto para este tipo de fabricación y que además no provoque ningún tipo de reacción adversa en el cuerpo del paciente al que se le implanta la prótesis.

1.2 Motivación

La autora de este trabajo supo que quería dedicarse al diseño de implantes biomédicos y la ingeniería de tejidos desde la primera vez que oyó hablar de la impresión 3D. La capacidad de crear una estructura compleja a partir de los diferentes materiales a nuestra disposición es una herramienta de enorme ayuda especialmente en la medicina.

Mientras cursaba la asignatura de diseño y validación de implantes biomédicos se despertó el interés por el diseño de las prótesis de cadera. Es por esto que el trabajo a continuación se centra en crear un vástago largo de cadera que posibilite su fabricación mediante estas “técnicas modernas”, en concreto mediante técnicas aditivas, y con la menor cantidad de material posible para así aumentar su similitud con el hueso que se intenta reemplazar.

2 Introducción

2.1 Objetivos del trabajo

Los objetivos del presente trabajo son los siguientes:

- Diseño de un vástago de cadera largo original con el software de Solidworks 2021 y su validación mediante la aplicación de cargas fisiológicas.
- Diseño de un vástago femoral genérico y validación del diseño mediante simulación con el método de elementos finitos utilizando el software de Altair Inspire® 2021.
- Optimización del implante genérico y su posterior validación con las cargas fisiológicas anteriormente aplicadas para crear un vástago vaciado con la menor cantidad de material posible.
- Modificación del diseño original en base a la optimización y posterior validación mediante el método de elementos finitos con Solidworks.

2.2 Metodología empleada

La primera parte de este trabajo ha consistido en la revisión bibliográfica de los implantes biomédicos, los biomateriales y las diferentes técnicas de fabricación que existen en la actualidad. A partir de ahí se ha ido profundizando en las prótesis de cadera y, posteriormente, en los vástagos de cadera largo. De estos últimos se han estudiado los diferentes diseños a lo largo de los últimos años y las diferentes técnicas de fabricación y materiales empleados en su creación.

Una vez recabada toda la información necesaria se ha procedido a modelar un vástago de cadera largo de diseño propio con el software de Solidworks. De este diseño se ha realizado un análisis mediante el modelo de elementos finitos aplicando las cargas fisiológicas para estudiar sus propiedades.

Para la segunda parte, se ha creado un modelo de vástago largo simplificado en Altair Inspire que sirviera de base para la optimización con el fin de reducir la masa. El modelo genérico creado también ha sido sometido a un análisis mediante el Método de los Elementos Finitos (MEF) para estudiar sus propiedades antes y después de su optimización para minimizar la cantidad de material empleado.

Con los resultados obtenidos en la optimización se ha vaciado el vástago original para reducir su masa y se le ha realizado un análisis por MEF.

Tras los estudios llevados a cabo se ha validado que el diseño vaciado presenta mayor similitud con el hueso natural, ofreciendo un modelo más elástico y menos rígido que el modelo creado originalmente en Solidworks.

3 Revisión de la literatura

3.1 Anatomía de la articulación de la cadera

La articulación de la cadera es una enartrosis (permite la flexo-extensión, la rotación y la aducción-abducción) situada entre la pelvis y el extremo superior de las piernas. Está compuesta por una cotiloidea y la cabeza femoral correspondiente, reforzada anteriormente por los ligamentos iliofemoral y pubofemoral y posteriormente por el ligamento isquiofemoral.

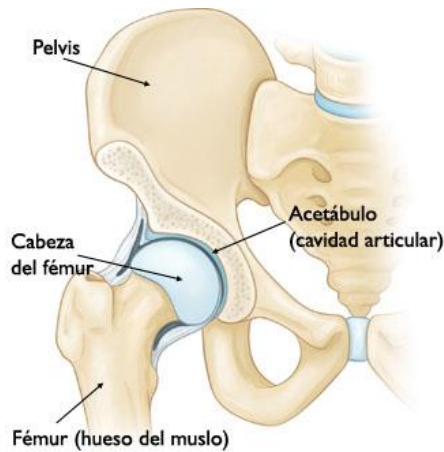


Figura 2. Articulación de la cadera. Fuente [35]

La cavidad cotiloidea es la parte cóncava de la articulación situada en la cara externa del coxal. Es la encargada de retener la cabeza femoral gracias a una cápsula fibrosa y los ligamentos. Posee una capa de tejido graso en la parte más interior que actúa como amortiguador, evitando los golpes directos al hueso de la cabeza femoral.

La cabeza femoral está recubierta de una capa gruesa de cartílago y es la encargada de transmitir las fuerzas a la articulación. Su superficie articular es más extensa que la zona de contacto con el cótilo. La orientación de la cabeza femoral es, en general, de un ángulo de inclinación hacia arriba de alrededor de 125-130° y de un ángulo de aproximadamente 15° de anteversión o declinación hacia la parte posterior del cuerpo. El ángulo de inclinación puede variar dando lugar a coxa vara, cuando es menor a 125°, o a coxa valga, cuando es mayor a 130°. También varía dependiendo de la edad del paciente.

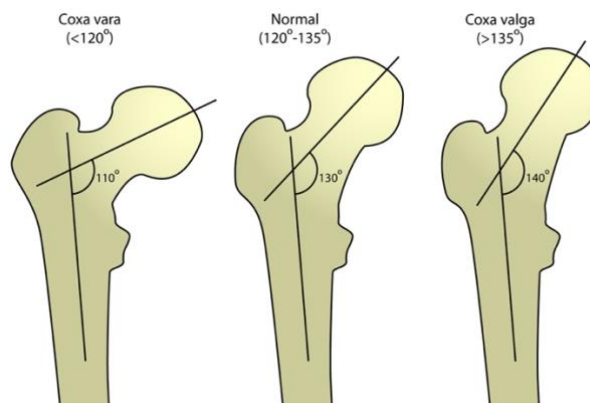


Figura 3. Cabezas femorales de coxa vara, coxa normal y coxa valga. Fuente [8]

3.2 La biomecánica

La biomecánica es la ciencia que estudia el comportamiento del cuerpo humano en diferentes situaciones y su relación con elementos externos como el entorno o los productos empleados. Se trata de una disciplina de gran utilidad que se utiliza en una amplia variedad de ámbitos como lo son el deporte, la salud laboral, la tecnología sanitaria o incluso el ocio y turismo. Permite enfocar de otra manera el estudio de los problemas que afectan al ser humano y encontrar soluciones empleando los métodos de la mecánica aplicables al ser vivo.



Figura 4. Biomecánica del corredor. Fuente [50]

Uno de los mayores retos que se encuentra esta ciencia es la complejidad y la optimización de los sistemas biológicos ya que los métodos y herramientas creados por el ser humano tienen una capacidad limitada para comprender los sistemas biológicos. Estas herramientas son, principalmente, la cinemática, que estudia las relaciones tiempo-espacio; la mecánica, que estudia las relaciones entre las fuerzas y los movimientos; y la electromiografía, que mide la actividad de los músculos.

Para el diseño de prótesis que sustituirán un hueso o una articulación es esencial conocer las características y el comportamiento de ambas estructuras.

3.2.1 La biomecánica de los huesos largos

El hueso es una estructura formada por tejido óseo, vasos sanguíneos y linfáticos, tejido adiposo y tejido conjuntivo. El tejido óseo está formado por osteoblastos, que componen la matriz orgánica del hueso; osteocitos, que son los osteoblastos rodeados de matriz ósea; y los osteoclastos, que destruyen la matriz orgánica del hueso en los procesos de remodelación ósea. Se trata un tejido conectivo que incorpora hidroxiapatita, colágeno y células, agua y poros, que está estructurado a diferentes niveles. Sus funciones son biológicas (regulación del metabolismo de ciertos iones y hematopoyesis) y mecánicas (aporta protección a ciertos órganos, estabilidad y movilidad).

La densidad del hueso varía en función del tipo de tejido, así, el hueso compacto tiene una densidad de entre 1,85 y 2 g/cm³, y el hueso trabecular tiene una densidad de entre 0,15 y 1 g/cm³. El hueso compacto soporta grandes tensiones antes de sufrir una gran deformación y, por lo tanto, fractura, en cambio el hueso trabecular sufre deformaciones con tensiones bajas mantenidas en el tiempo.

Debido a su composición, el comportamiento biomecánico del hueso es extremadamente complejo y no existe todavía ningún material creado por el ser humano capaz de igualar sus propiedades mecánicas. El tejido óseo es capaz de adaptarse a las demandas mecánicas a las que es sometido modificando su configuración y propiedades.

Ante la carga ejercida por el peso del cuerpo humano, la respuesta del fémur se muestra como una flexión en el cuello femoral generando tensión en el lateral del hueso y compresión en la parte media del cuerpo femoral. Sin embargo, los vástagos de cadera diseñados y fabricados por el hombre poseen una mayor rigidez y no muestran ese comportamiento elástico típico del hueso natural que provoca una deformación en el fémur mucho antes de su fractura. Es por esto que el objetivo de este trabajo es el de crear un vástago femoral que imite lo máximo posible el comportamiento del hueso ante las cargas fisiológicas, disminuyendo la rigidez al reducir la cantidad de material utilizado e imitando la estructura porosa del fémur humano.

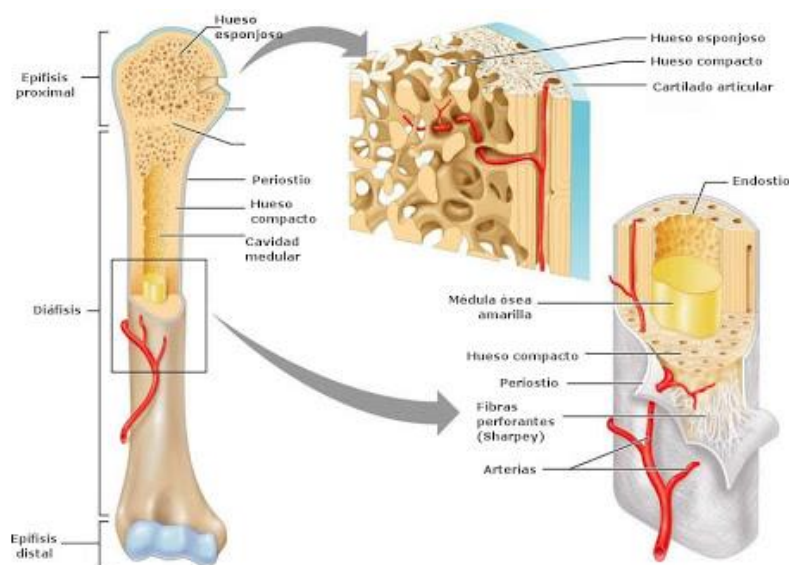


Figura 5. Estructura del hueso. Fuente [51]

3.2.2 La biomecánica de la cadera

Como se ha mencionado sobre la anatomía de la cadera, la cabeza del fémur tiene un ángulo de inclinación que varía en función del grupo de edad, pero con una media de 125° y un ángulo de anteversión de unos 15°. Estas características contribuyen al amplio rango de movimientos de la articulación de la cadera, la cual permite movimientos de flexión y extensión en el plano sagital, abducción y rotación en el plano frontal y rotación interna y externa en el plano transversal.

La cinemática de la cadera permite evaluar las fuerzas que soporta esta articulación mediante el estudio del ciclo de la marcha humana. Este ciclo está dividido en dos fases principales, la fase de apoyo y la fase de balanceo. Como bien dicen sus nombres, durante la fase de apoyo ambos pies están en contacto con el suelo y, en la fase de balanceo, solo uno de los pies toca el suelo mientras que el otro se balancea en el aire.

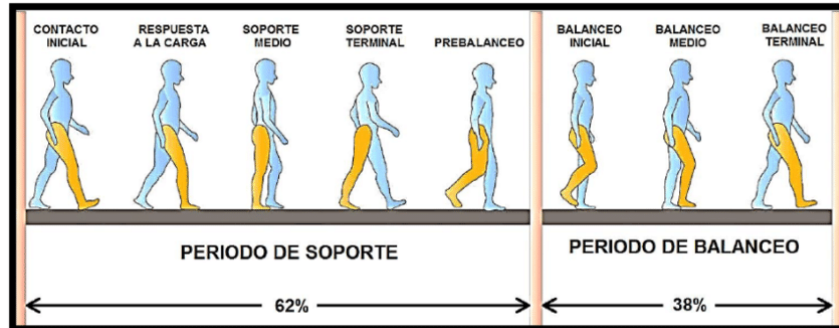


Figura 6. Ciclo de la marcha. Fuente [55]

En el estudio realizado por Seireg y Arkivar en 1973 con un modelo cinético de miembro inferior en bipedestación se observó que la fuerza máxima de contacto óseo del sujeto alcanzaba el equivalente a más de cinco veces su peso corporal. La fuerza de reacción ejercida por los músculos de la pierna como el abductor, el trocánter mayor y el tracto ilioltibial es recibida por el trocánter mayor, un saliente del hueso que no soporta el peso del cuerpo. En este caso, es el cuello del fémur el que actúa como una viga sometida a fuerzas de flexión.

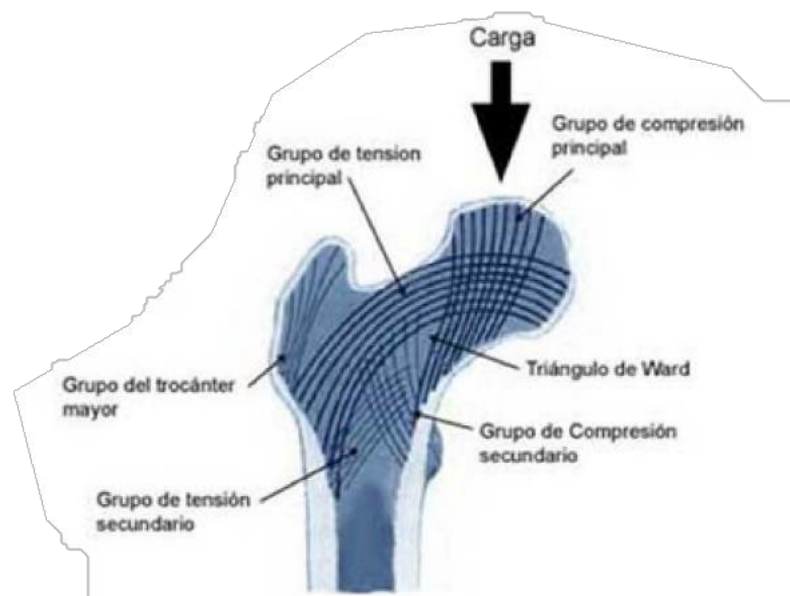


Figura 7. Aplicación de cargas en el fémur

3.3 Los biomateriales

Un biomaterial es un material diseñado para interactuar con sistemas biológicos para evaluar, tratar, aumentar o reemplazar cualquier tejido, órgano o función del cuerpo sin provocar una respuesta perjudicial en dicho organismo.

Cuando se comenzaron los estudios sobre los biomateriales, los principales problemas que se encontraron los investigadores eran la falta de esterilización y la escasa comprensión que se tenía de las interacciones entre los materiales y los tejidos vivos. Sin embargo, una vez estos problemas se solucionan y surgen los primeros biomateriales exitosos, a partir de la segunda mitad del siglo XX hay una revolución en la industria y a lo largo de los últimos años se crean cientos de biomateriales nuevos como las siliconas, los hidrogeles, el PLA y PGA, etc. Estos biomateriales se dividen en cuatro familias: biomateriales metálicos (Ti6Al4V, CoCrMo, ...), cerámicos (ZnO₂, Al₂O₃, ...), polímeros elastómeros (UHMWPE, PMMA, ...) y materiales compuestos (fibras de aramida, fibras de carbono, ...).

Junto a la evolución de los biomateriales avanza la innovación de su uso en los implantes, así, se desarrollan nuevos materiales para la fabricación de prótesis de cadera y rodilla, para los implantes dentales, para los *stents* e incluso para la creación de órganos artificiales como el corazón o el riñón. La clave para estos avances fue el estudio en profundidad del entorno biológico y su respuesta a estos nuevos materiales. Nace entonces el concepto de biocompatibilidad, el cual se define como la capacidad de un material de cumplir su función sin provocar efectos adversos sistémicos o locales en el huésped a la vez que genera una respuesta celular o tisular beneficiosa que optimiza la terapia aplicada.

Cuando se pone un biomaterial en contacto con un tejido vivo, la respuesta del organismo seguirá casi siempre una secuencia de reacciones normales que determinarán si el biomaterial es un éxito o si, por el contrario, es perjudicial para el organismo. Primero se creará una herida y habrá reacciones de hemocompatibilidad seguidas de la formación de una matriz provisional. A continuación, comenzará una inflamación, pasando por una fase aguda y otra crónica hasta la posibilidad de la formación de una cápsula fibrosa como reacción a un cuerpo extraño en el cuerpo. En otros casos, con algunos biomateriales, la inflamación crónica puede ir seguida de osteogénesis, es decir, el cuerpo genera nuevo tejido óseo alrededor del dispositivo implantado.

Para la sustitución de articulaciones, las dificultades encontradas a la hora de escoger el biomaterial son la transferencia de fuerzas dinámicas, el movimiento y fricción entre elementos y la posibilidad de desgaste y corrosión. Ante estos problemas, el paciente desarrollará síntomas como dolor localizado, inestabilidad, rigidez e incluso deformaciones en la zona afectada.

Los biomateriales más empleados hoy en día para la fabricación de prótesis de sustitución de articulaciones son los metales, las cerámicas y los polímeros. Dentro de cada familia, los biomateriales empleados principalmente dependen de la aplicación en concreto.

En el caso de los metales, las aleaciones de titanio como el Ti6Al4V se utilizan para las placas, tornillos y componentes de artroplastia total de articulación sin fricción. Esta aleación de titanio se caracteriza por tener un límite elástico y una resistencia máxima muy superior al resto de aleaciones, en torno a los 830 MPa y 900 MPa respectivamente. Las aleaciones de cromo-cobalto se suelen utilizar para componentes de artroplastia articular total. Estas aleaciones se pueden obtener con diversos límites elásticos y resistencias máximas en función de los materiales de la aleación y el tipo de tratamiento aplicado. La aleación de Co35Ni20Cr10Mo se utiliza para las prótesis articulares y posee un límite elástico de en torno a los 240 MPa y una resistencia máxima de unos 800 MPa.

Las cerámicas más comúnmente utilizadas en aplicaciones ortopédicas son la alúmina, la zirconia o una aleación de ambas llamada ZTA. Tanto la alúmina como la zirconia se emplean

principalmente en prótesis articulares y reconstrucciones dentales y poseen unas resistencias máximas a compresión de 4500 MPa y 2000 MPa respectivamente. La ZTA, *zirconia-toughened alumina* o zirconia endurecida con alúmina es una aleación de ambas cerámicas creada para aprovechar las propiedades mecánicas de ambos materiales y obtener así un biomaterial con mayor resistencia y dureza.

En cuanto a los polímeros, son muchos los que se utilizan en aplicaciones ortopédicas, como el polimetil metacrilato (PMMA) para los cementos óseos y los polietilenos de muy alto peso molecular (UHMWPE) como superficie de baja fricción en componentes de artroplastia articular total. Los polietilenos de muy alto peso molecular ofrecen mejores módulos de elasticidad y UTS con una densidad mucho mayor que el resto de polietilenos.

3.4 Los procesos de fabricación

Los procesos de fabricación empleados en la producción de implantes biomédicos han ido mejorando e introduciendo innovaciones a la par que se creaban nuevos diseños y materiales. Los procesos clásicos como la fundición y el mecanizado se han ido viendo desplazados por nuevas técnicas como la fusión por haz de electrones y otras técnicas de fabricación aditivas. Sin embargo, esto no significa que las técnicas clásicas no se sigan empleando debido a su utilidad.

La fundición es un proceso utilizado para la fabricación de productos semielaborados y piezas elementales mediante la creación de un molde con la forma de la pieza al cual se vierte el material de fabricación fundido para su solidificación por enfriamiento. Para grandes lotes de producción se utilizan moldes permanentes hechos con metales y para la producción de piezas poco numerosas se emplean moldes de arena o resina que se destruirán tras su utilización.



Figura 8. Fundición de hierro. Fuente [41]

La fundición permite obtener diferentes propiedades de los materiales en función de la velocidad de enfriamiento del material, dando lugar a granos más finos y uniformes con altas velocidades de enfriamiento y estructuras dendríticas gruesas y espaciadas con enfriamientos a bajas velocidades.

El mecanizado permite fabricar piezas mediante la separación de virutas del material por medios mecánicos y herramientas con filo. Con este proceso se pueden obtener piezas muy pequeñas y precisas de gran variedad de metales



Figura 9. Mecanizado de prótesis de rodilla. Fuente [14]

La fabricación aditiva, como su nombre indica, consiste en la fabricación por adición de material metálico o polimérico. Estas técnicas son relativamente nuevas, por lo que, por el momento la lista de materiales y aplicaciones en las que se pueden utilizar es algo limitada. Sin embargo, su utilización ya es posible en la fabricación de dispositivos médicos fabricados en los materiales incluidos en dicha lista, como la aleaciones de titanio, de cromo cobalto, los aceros inoxidables, etc. (Electrónica Edimar, 2020).

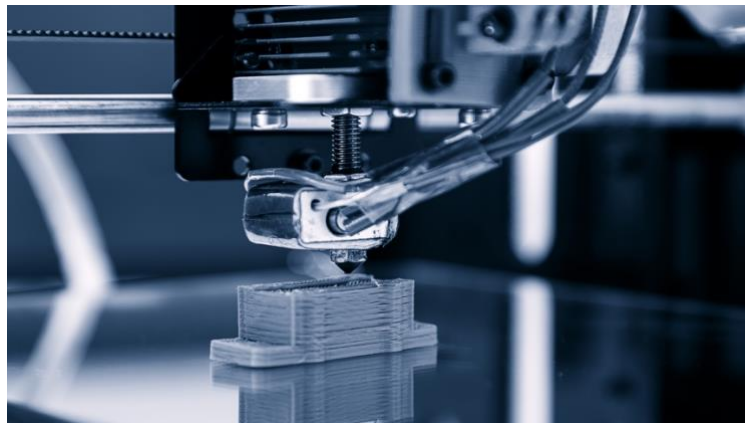


Figura 10. Fabricación con técnicas aditivas. Fuente [34]

Para la fabricación aditiva con metales existen principalmente dos métodos, la fusión por haz de electrones o EBM para aleaciones de titanio y cromo-cobalto, y la fusión por láser para aceros. En el caso de las prótesis de cadera planteadas en este trabajo, el material empleado para su fabricación es una aleación de titanio por lo que la técnica de interés es el EBM.

La fusión por haz de electrones permite la creación de piezas metálicas 100% sólidas mediante la fusión del polvo metálico con un haz de electrones dirigido con gran precisión y rapidez por bobinas electromagnéticas. Al realizarse al vacío, permite que la pieza final esté libre de poros, óxidos y otros defectos que pudieran provocar su fallo. Las principales ventajas que ofrece esta técnica son su rapidez, la obtención de piezas muy resistentes y la capacidad de fabricar varias piezas a la vez y poder reutilizar el polvo sobrante para otros productos (John, 2020; Restrepo, 2020).

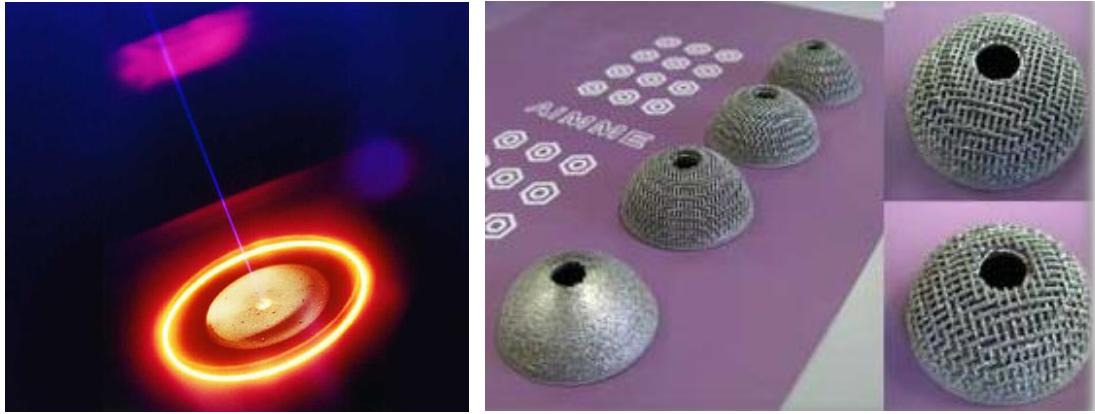


Figura 11. Fabricación con EBW (izquierda) y cótilos fabricados por EBW (derecha) . Fuentes [43, 39]

3.5 La prótesis de cadera

La prótesis de cadera es un dispositivo médico implantable utilizado para el reemplazo total o parcial de dicha articulación. Está compuesta por la cabeza femoral, el vástago femoral y la copa acetabular, que a su vez está compuesta por el cótilo y el inserto acetabular.

La cabeza femoral es la parte de la prótesis que, junto a la copa acetabular, forma la articulación de reemplazo. Consiste en una esfera que va fijada en el extremo proximal del vástago y que une este a la copa acetabular.

En función de la edad y anatomía del paciente, las cabezas femorales de las prótesis comerciales se ofrecen en un amplio rango de diámetros, desde los 28 mm hasta los 36 o 38 mm dependiendo también del material con el que estén fabricadas.

Las prótesis de cadera en el mercado presentan gran variedad en cuanto a los materiales de fabricación de la cabeza femoral, existiendo cabezas femorales de cerámicas como la alúmina, de metales como aleaciones de titanio o cromo-cobalto o de polímeros como el poliuretano carbonato.

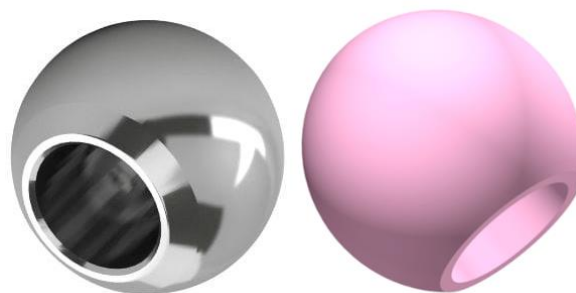


Figura 12. Cabezas femorales de cromo cobalto (izquierda) y BioloX® Delta (derecha). Fuentes [26, 32]

El vástago femoral es la parte de la prótesis de cadera que se inserta en el fémur del paciente. Existen dos maneras de implantar el vástago, con o sin cemento. Las técnicas con cementación implican rellenar un agujero hecho en el fémur con una capa de cemento que permitirá la mejor fijación de la prótesis en el momento de su implantación. Las técnicas sin cemento permiten conservar una mayor parte del hueso natural al consistir en la inserción a presión del vástago en el fémur, sin necesidad de hacer un mayor agujero para introducir cemento. Esta técnica permite

una mejor osteointegración de la prótesis al estar el vástago en contacto directo con el hueso y gracias a los recubrimientos de superficie porosos especialmente ideados para ello.

En la actualidad existen dos tipos de vástago de cadera para su implantación, el vástago largo tradicional y el vástago corto. El vástago corto se creó con la idea de reducir lo máximo posible la cantidad de hueso natural que era necesario retirar para la inserción de la prótesis, pero los estudios realizados hasta el momento no han mostrado una clara mejora en el comportamiento de la prótesis con esta innovación por lo que ambos diseños se utilizan ampliamente en el reemplazo de cadera.

Tradicionalmente el vástago femoral se fabrica en diferentes aleaciones de titanio debido a sus buenas propiedades como biomaterial, aunque la más popular es la aleación de titanio, vanadio y aluminio Ti4Al6V. Normalmente, a pesar de su gran biocompatibilidad y su buena capacidad de osteointegración, la aleación de titanio con la que se fabrica el vástago suele tener aplicado un tratamiento de superficie, bien sea un recubrimiento con hidroxiapatita o un recubrimiento por plasma spray de titanio. Estos recubrimientos crean una superficie rugosa que permite mayor agarre al hueso del paciente y promueven la ósteo-regeneración.



Figura 13. Vástagos femorales cementado (izquierda), no cementado (centro) y corto (derecha). Fuentes [2, 3, 33]

La copa acetabular, compuesta a su vez por el inserto acetabular y la copa acetabular es la parte de la prótesis que va insertada en la pelvis del paciente y completa la articulación con la cabeza femoral. La copa acetabular suele estar fabricada en un metal, normalmente el mismo que se utiliza para el vástago femoral, como la aleación de titanio Ti4Al6V. El inserto acetabular se fabricará de un material que evite en la medida de lo posible el desgaste de la cabeza femoral. Así, existen insertos acetabulares fabricados en metales, cerámicas y polímeros. Los primeros son escasos hoy en día debido al riesgo de liberación de partículas metálicas dañinas para el cuerpo humano. En la actualidad la mayoría de los insertos se fabrican en polímeros, como polietilenos de alto peso molecular, puesto que presentan un buen comportamiento al realizar el par con el material de la cabeza femoral.



Figura 14. Copa acetabular con cótilo de aleación de titanio e inserto acetabular de polietileno de alto peso molecular. Fuente [11]

4 Herramientas experimentales

4.1 Software de Solidworks

Solidworks es un software de CAD para modelaje de piezas y ensamblajes en 3D y creación de planos en 2D desarrollado por SolidWorks Corp. De Dassault Systèmes. El programa permite la obtención de planos técnicos además de otro tipo de información necesaria para la fabricación de las piezas y ensamblajes modelados de manera bastante automatizada, facilitando el trabajo al diseñador gracias a su sistema CAD (*Computer-Aided Design* o Diseño asistido por ordenador) (Maestre, 2018; SolidBj, 2021).



Figura 15. Logo de Solidworks. Fuente [30]

Para llevar a cabo la primera parte de este trabajo se ha utilizado el software de desarrollo mecánico de Solidworks, *Solidworks CAD 3D*, para el modelaje del vástago preliminar, y el complemento de análisis, cálculo y validación, *Solidworks Simulation*, para llevar a cabo el análisis por método de elementos finitos sobre el vástago largo de diseño propio.

La licencia de dicho programa y sus complementos se ha obtenido de manera gratuita gracias al plan que ofrece la propia empresa para estudiantes universitarios.

4.2 Software de Altair Inspire™

Altair es una multinacional americana especializada en tecnología de la información que cuenta con software para diferentes aplicaciones como la simulación, el análisis de datos y la inteligencia artificial. Su producto *Inspire* está considerada como una de las herramientas de diseño generativo, optimización topológica y simulación rápida más poderosas. Los ingenieros y diseñadores que la han utilizado han sido capaces de desarrollar productos estructuralmente mucho más eficientes y óptimos en términos financieros, de calidad y de tiempo (User, 2020; Burkhalter, 2018).



Figura 16. Logo de Altair Inspire™. Fuente [55]

El programa *Inspire* se ha utilizado para la segunda parte del trabajo, en la cual se ha creado un diseño genérico de vástago largo y se ha usado la herramienta de optimización topológica para crear un vástago largo con la menor cantidad de masa posible y las mejores propiedades.

Altair Engineering también ofrece licencias gratuitas a los estudiantes universitarios que las soliciten.

5 Desarrollo del estudio

5.1 Revisión bibliográfica. Estado del arte del reemplazo total de cadera. Los protagonistas de la innovación en las prótesis de cadera

La primera sustitución parcial de la articulación de la cadera de la cual se tiene constancia se remonta a 1891, cuando Gluck utilizó una prótesis de marfil fijada con tornillos y cemento para sustituir la cabeza femoral y componente acetabular en Alemania. Sin embargo, la intervención no fue satisfactoria puesto que la prótesis carecía de estabilidad.

Ya en el siglo XX, en 1938, Phillip Wiles en Londres utilizó una prótesis de acero inoxidable para reemplazar la cabeza femoral y la copa acetabular. El problema de este implante fue que los tornillos y tuercas utilizados para la fijación tendían a aflojarse con el tiempo, provocando el fallo de la prótesis. Utilizando como inspiración los implantes dentales, en 1940 se introdujo la primera prótesis total de cadera fabricada con aleación de cromo-cobalto, la cual se fijaba con tornillos en el extremo proximal del fémur.



Figura 17. Ejemplo de prótesis de cadera con par metal-metal. Fuente [38]

Las prótesis de metal con metal se introdujeron por primera vez en 1953 pero no mostraron los resultados esperados. No fue hasta 1958, cuando George McKee introdujo una mejora, que se pudo utilizar las prótesis de aleación de cromo-cobalto. Sin embargo, a mediados de la década de los 70 este tipo de prótesis se fueron abandonado por la creciente popularidad del diseño de Charnley y el gran número de fallos que mostraba el conjunto metal con metal. Charnley creó las primeras prótesis que utilizaban el par metal con polímero, la cuales mostraban menores ratios de aflojamiento y evitaban la liberación de partículas metálicas que ocurría con las prótesis de par metal-metal. El nuevo diseño consistía en un vástago de acero inoxidable y una copa acetabular fabricada en polietileno que iban fijadas al hueso con cemento acrílico (PMMA). Charnley no solo fue pionero en el diseño de las prótesis de cadera, sino que también mejoró las técnicas quirúrgicas empleadas a la hora de implantarlas. Su idea de anclar las prótesis con cemento acrílico al hueso proporcionaba una buena fijación del implante, lo que permitió una transferencia de carga uniforme entre el hueso y la prótesis.



Figura 18. Ejemplo de prótesis de cadera con par metal-polietileno. Fuente [38]

A pesar del éxito del diseño de Charnley, el fenómeno de aflojamiento aséptico, o pérdida de fijación de los componentes de la prótesis, provocaba que las prótesis necesitasen de revisión en el período de 10 a 20 años tras su implantación. El aflojamiento de la prótesis venía causado por el desgaste del polietileno, por lo que a finales de la década de los 80 se introdujeron nuevas prótesis de par metal-metal para solucionar estos problemas. Sin embargo, todavía resultaba complicado superar a la prótesis de Charnley, ya que un 50% de las prótesis implantadas todavía tenían un comportamiento excelente tras casi 30 años.

Todo esto llevó al desarrollo, a mediados de los años 70, de los implantes de cadera de par cerámica-cerámica, los cuales mostraba mucho mejor comportamiento en cuanto a desgaste pero tenían el riesgo de fractura que viene dado por utilizar materiales cerámicos. Sin embargo, durante los últimos años se ha trabajado mucho en la reducción de este riesgo y los implantes de par cerámica-cerámica han surgido como una buena alternativa a los implantes metal-metal o metal-polímero (Bottlinger, 2018).



Figura 19. Ejemplo de prótesis de cadera con par cerámica-cerámica. Fuente [39]

5.1.1 Análisis de riesgos realizado

Debido a las diferentes posibilidades en cuanto a materiales y diseños que existen para el modelado de vástagos de cadera largo, antes de comenzar con el diseño se ha realizado un análisis de riesgos que se ha centrado en valorar cuales son los problemas más importantes que se deben abordar solo desde una perspectiva de mecánica, sin tener en cuenta otros riesgos como los biológicos.

Los principales riesgos mecánicos que se han detectado son los siguientes:

1. Fractura del vástago en la zona distal.
2. Fractura del cuello femoral.
3. Pérdida de fijación de la prótesis.
4. Desacoplamiento cabeza femoral-vástago femoral.
5. Liberación de partículas por desgaste.

El último riesgo detectado, la liberación de partículas por desgaste, no se ha tenido en cuenta para el diseño. Este riesgo, a pesar de ser uno de los mayores problemas que han presentado y presentan las prótesis de cadera, no se aplica en este caso puesto que el trabajo en cuestión se centra exclusivamente en el vástago femoral y no se estudia el par formado entre el acetábulo y la cabeza femoral.

Así pues, se ha realizado un análisis de los cuatro primeros riesgos detectados, determinando su causa probable, su probabilidad, impacto y últimamente el riesgo que comportan. En la siguiente tabla se puede ver dicho análisis:

ID	Riesgo	Causa	Probabilidad	Impacto	Riesgo
1	Fractura del vástago en la zona distal	Fuerzas de cizalla	2	5	10
2	Fractura del cuello femoral	Fatiga por exceso de fuerzas en los ciclos	3	5	15
3		Fuerzas de compresión excesivas	2	5	10
4	Pérdida de fijación de la prótesis	El recubrimiento no ha soportado las tensiones aplicadas	1	5	5
5		Apantallamiento de tensiones pudiendo resultar en fractura del vástago	3	5	15
6	Desacoplamiento vástago-cabeza femoral	Fuerzas de torsión en la prótesis	2	4	8

Tabla 1. Análisis de riesgos del vástago femoral

Diseño y validación de un vástago de cadera largo para minimizar el uso de material y posibilitar su fabricación mediante tecnologías aditivas

Las escalas empleadas para la probabilidad y el impacto se muestran a continuación:

Probabilidad		Impacto	
Puntuación	Descripción	Puntuación	Descripción
1	Excepcional	1	Insignificante
2	Raro	2	Pequeño
3	Posible	3	Moderado
4	Muy probable	4	Grande
5	Frecuente	5	Catastrófico

Probabilidad	5					
	4					
	3					
	2					
	1					
		1	2	3	4	5
	Impacto					

Figura 20. Escalas de probabilidad (izda.), impacto (der.) y riesgo (centro)

Como muestra la Tabla 1, los riesgos más preocupantes que presenta el vástago han sido la fractura del cuello femoral por fatiga y la pérdida de fijación del implante por apantallamiento de tensiones. Además, se presenta un riesgo alto de fractura en la zona distal y fractura del cuello por exceso de fuerzas de compresión.

A continuación, se ha intentado reducir en lo máximo el valor de los riesgos detectados mediante la realización de los ensayos correspondientes. Sin embargo, como se puede ver en la siguiente tabla (Tabla 5), todavía se obtiene un valor alto para los riesgos de fractura de cuello femoral y pérdida de fijación. Estos riesgos son los principales que se han tenido en cuenta a la hora de crear el diseño del vástago. Mediante la optimización del modelo se espera reducir sus valores, puesto que el vaciado del implante permitirá reducir su rigidez.

ID	Riesgo	Causa	Probabilidad	Impacto	Riesgo
1	Fractura del vástago en la zona distal	Fuerzas de cizalla	1	5	5
2	Fractura del cuello femoral	Fatiga por exceso de fuerzas en los ciclos	2	5	10
3		Fuerzas de compresión excesivas	1	5	5
4	Pérdida de fijación de la prótesis	El recubrimiento no ha soportado las tensiones aplicadas	1	5	5
5		Apantallamiento de tensiones resultando en fractura del vástago	2	5	10
6	Desacoplamiento vástago-cabeza femoral	Fuerzas de torsión en la prótesis	1	4	4

Tabla 2. Resultado de la reducción de los riesgos

5.2 Diseño de un vástago de cadera largo mediante Solidworks

Antes de comenzar con el diseño del vástago de cadera largo de diseño propio se han examinado los diferentes modelos disponibles en el mercado de las prótesis de cadera y se han estudiado todos los parámetros y medidas anatómicas necesarias para el correcto diseño del implante.

Para poder llevar a cabo el modelaje del vástago primero se han realizado una serie de cálculos teóricos para, en función de las fuerzas soportadas por la prótesis, calcular las medidas ideales de esta. Se han estudiado tres secciones diferentes del implante, una en el cuello femoral, y otras dos a un y 58%, respectivamente, de la altura del vástago desde el extremo distal.

Con los cálculos teóricos de las secciones y la información recopilada en la bibliografía y el mercado actual de prótesis de cadera, se ha podido crear un diseño conceptual a mano alzada.

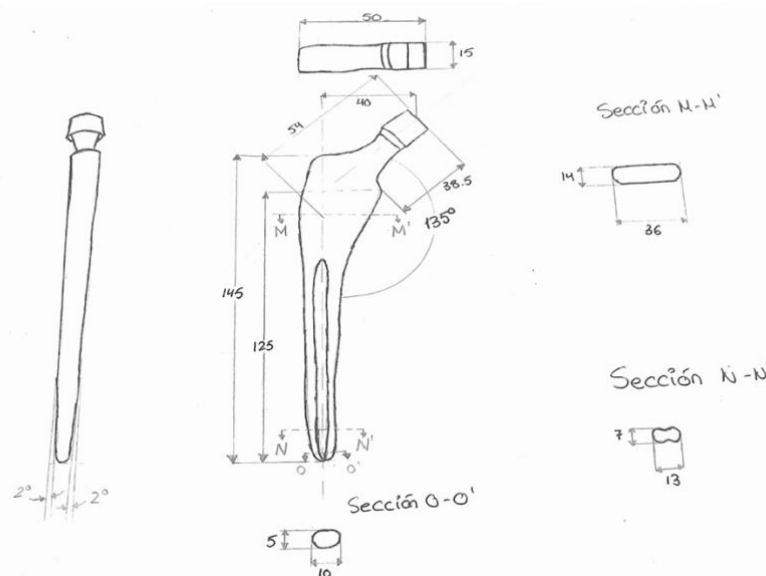


Figura 21. Diseño conceptual del vástago de cadera largo de diseño propio

5.2.1 Cálculos teóricos para el dimensionado del vástago

Para calcular las dimensiones que debe tener el vástago de cadera largo para soportar las fuerzas aplicadas en la vida diaria primero se han de conocer esas fuerzas. Utilizando los artículos *Realistic loads for testing hip implants* de Bergmann et al (2018) y *Hip Prosthesis Design. Market Analysis, New Perspectives and an Innovative Solution* de Fiorentino et al (2013) y la página web OrthoLoad se han obtenido los valores medios de las fuerzas soportadas por la cadera en las actividades cotidianas más comunes. La fuerza máxima a la que se podrá ver sometida la articulación se dará durante un tropiezo y alrededor de los 11.000 N. La fuerza mínima será de alrededor de 500 N durante el apoyo bipodal. Y la fuerza máxima que soportará la cadera durante la marcha se sitúa en torno a los 4.500 N.

Para realizar los cálculos teóricos de las dimensiones del vástago se ha utilizado como fuerza a aplicar un redondeo hacia arriba de la máxima fuerza soportada durante la marcha, un total de 5.000 N.

Una vez conocido el valor de la fuerza y sabiendo las características de la aleación de Ti6Al4V empleada se ha procedido a dividir el vástago femoral en tres secciones circulares a calcular. La primera sección (llamada C) se ha situado en el cuello femoral, a 38,5 mm del extremo proximal de vástago; la segunda sección (llamada B) se ha colocado a 83 mm del extremo distal; y la tercera sección (llamada A), a 43,5 mm del extremo distal.

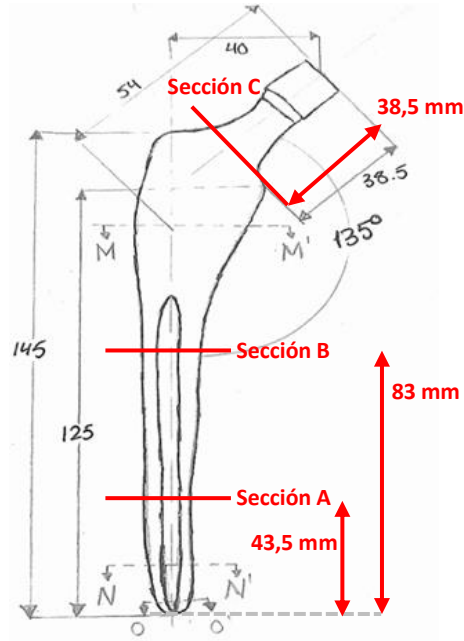


Figura 22. Esquema de las secciones utilizadas en los cálculos teóricos

Los datos que se han utilizado para realizar los cálculos son los siguientes:

Dato	Valor
Límite elástico del Ti6Al4V (σ)	880 MPa
Fuerza aplicada	5000 N
Ángulo del vástago respecto al eje X (α)	9 °
Ángulo del cuello femoral (β)	45 °
Fuerzas en los ejes X e Y	3536 N y 3536 N
Distancia de la fuerza a la sección A	D = En eje X = 40 mm D _{Ay} = En eje Y = 100,3 mm
Distancia de la fuerza a la sección B	D = En eje X = 40 mm D _{By} = En eje Y = 61,2 mm
Distancia de la fuerza a la sección C	D _{Cx} = En eje X = 27,2 mm D _{Cy} = En eje Y = 27,2 mm

Tabla 3. Datos para los cálculos teóricos

5.2.1.1 Sección A

Como primer paso se calculan los momentos en el eje Z.

$$M_{Za} = F_y \cdot D - F_x \cdot D_{Ay} \quad \text{Eq. 1}$$

$$M_{Za} = -213,2 \text{ Nm} \quad \text{Eq. 2}$$

A continuación, se ha calculado el radio mínimo que debe tener la sección para soportar las fuerzas aplicadas.

$$\sigma = \frac{N}{A} - \frac{M_{Za} \cdot y}{I_{za}} \quad \text{Eq. 3}$$

$$\sigma = \frac{F_y}{\pi \cdot R^2} - \frac{M_{Za} \cdot R}{\frac{\pi}{4} \cdot R^4} \quad \text{Eq. 4}$$

Aislado R e insertando los valores numéricos de los datos se ha obtenido el valor mínimo del radio de la sección.

$$R = 6,8 \text{ mm} \quad \text{Eq. 5}$$

5.2.1.2 Sección B

Como primer paso se calculan los momentos en el eje Z.

$$M_{Zb} = F_y \cdot D - F_x \cdot D_{By} \quad \text{Eq. 6}$$

$$M_{Zb} = -74,5 \text{ Nm} \quad \text{Eq. 7}$$

A continuación se ha calculado el radio mínimo que debe tener la sección para soportar las fuerzas aplicadas.

$$\sigma = \frac{N}{A} - \frac{M_{zb} \cdot y}{I_{zb}} \quad \text{Eq. 8}$$

$$\sigma = \frac{F_y}{\pi \cdot R^2} - \frac{M_{zb} \cdot R}{\frac{\pi}{4} R^4} \quad \text{Eq. 9}$$

Aislado R e insertando los valores numéricos de los datos se ha obtenido el valor mínimo del radio de la sección.

$$R = 0,49 \text{ mm} \quad \text{Eq. 10}$$

5.2.1.3 Sección C

En el caso de la sección C, ésta se debe adecuar al cono morse utilizado para la inserción de la cabeza femoral, por lo que en lugar de calcular la sección mínima, se ha asignado un valor estándar de las prótesis comerciales equivalente a un radio de 6 mm.

5.2.2 Modelado de un vástago largo de diseño propio

Una vez realizados los cálculos teóricos y con un diseño conceptual como guía se ha procedido al modelaje de la pieza mediante el software de SolidWorks.

Como primer paso se ha realizado un croquis del cuello femoral al que se le ha añadido un cono morse para el anclaje de la cabeza femoral. Utilizando la herramienta de revolución se ha obtenido una pieza sólida que servirá de guía para el cuerpo del vástago.

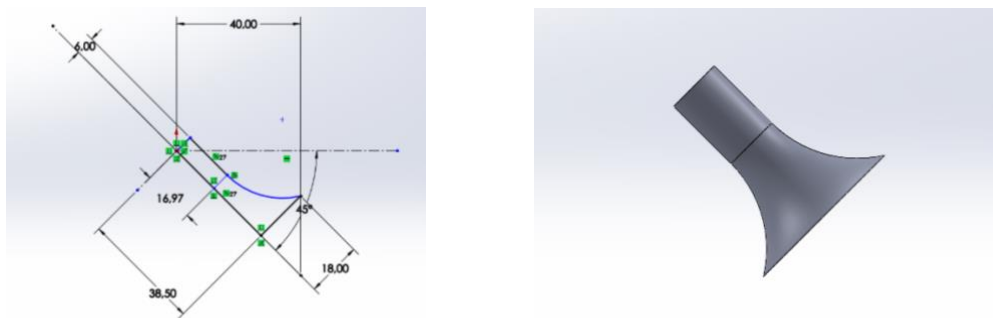


Figura 23. Croquis del cuello femoral (izda) y detalle del cuello femoral (der)

A continuación, se ha realizado el croquis del cuerpo femoral del vástago. El diseño escogido para esta parte se ha inspirado en los diseños nuevos pero también en las primeras prótesis de cadera creadas, dando como resultado un vástago que mezcla ambas tendencias. Con la herramienta de recubrir se ha convertido el croquis en una parte maciza del vástago.

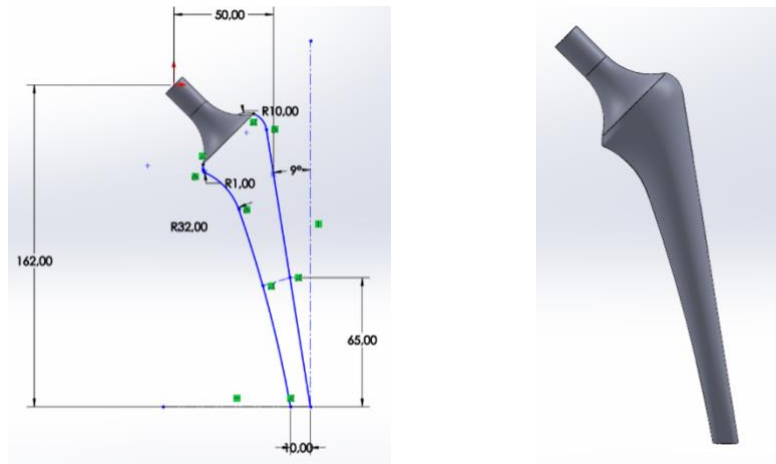


Figura 24. Croquis del cuerpo femoral (izda) y detalle del cuerpo femoral (der)

Por último, para evitar cantos vivos y suavizar la pieza para su inserción, se ha creado un redondeo en el extremo distal del vástago. Además se ha añadido el cono morse para la inserción de la cabeza femoral.



Figura 25. Detalle del redondeo distal (izda) y el cono morse (der)

Con la pieza finalizada se ha definido el material del que se fabricará para poder llevar a cabo su validación completa.



Figura 26. Vástago femoral diseñado con SolidWorks

5.2.3 Análisis por método de elementos finitos del modelo creado

Para validar el vástago femoral creado ha sido necesario poner a prueba la pieza aplicando las cargas fisiológicas normales que tendría el paciente al realizar actos cotidianos como caminar, correr, estar de pie o sentado. Para ello se han realizado fijaciones de la pieza en el 40% de su longitud inferior y se ha creado una malla lo más fina posible.

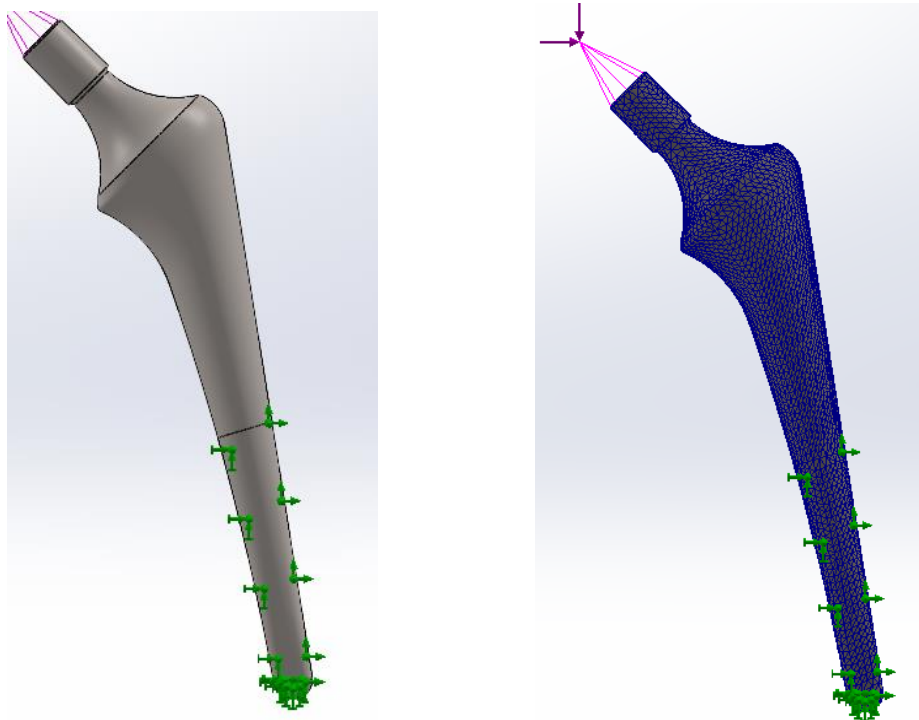


Figura 27. Detalle de la fijación (izda) y malla (der) empleados para el análisis MEF

Mediante el análisis por método de elementos finitos se ha simulado el comportamiento de la pieza con la aplicación de la carga máxima que soportará una persona al caminar, la cual como se ha explicado en el apartado 5.2.1. está alrededor de los 5000N.

Siguiendo la normativa empleada en los análisis por este método, se han definido totalmente las cargas aplicadas a la pieza y todos los contactos o sujeciones que tiene esta. Como indican las recomendaciones, se ha procurado que el aspecto general del modelo sea regular y la malla que se ha utilizado para la pieza es la más fina posible para obtener una mayor precisión en los resultados. La carga no viene aplicada directamente al extremo del vástago femoral, si no que se recibe en la cabeza femoral y se transmite al vástago a través de la unión de ambas piezas, por ello, la carga colocada para el análisis está definida como una fuerza de aplicación externa.

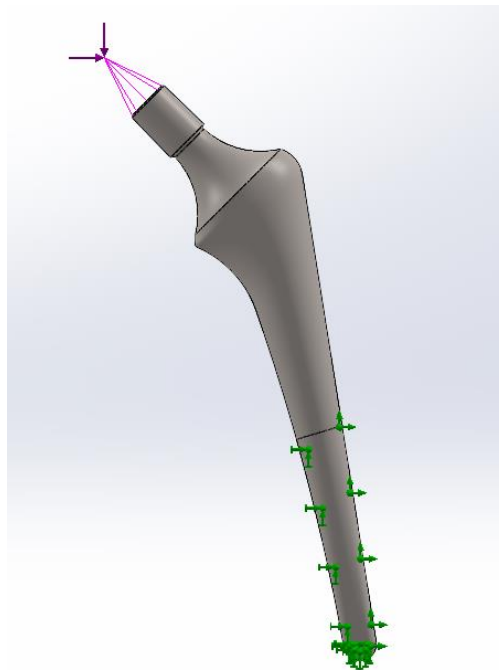


Figura 28. Aplicación de la carga de 5000N al vástago

Los resultados obtenidos con el análisis por MEF han resultado satisfactorios para los tres parámetros de comportamiento de interés. Respecto a las tensiones de von Mises, la tensión máxima soportada por la pieza, de unos $5,033 \times 10^8 \text{ N/m}^2$, no supera el límite elástico del material, de $8,274 \times 10^8 \text{ N/m}^2$.

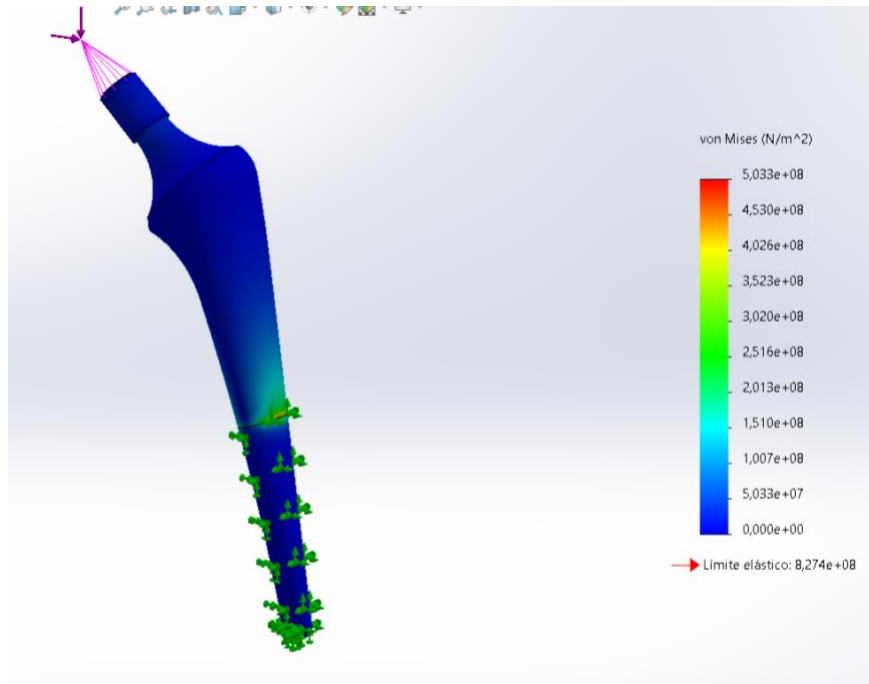


Figura 29. Tensión de von Mises en el vástago de original

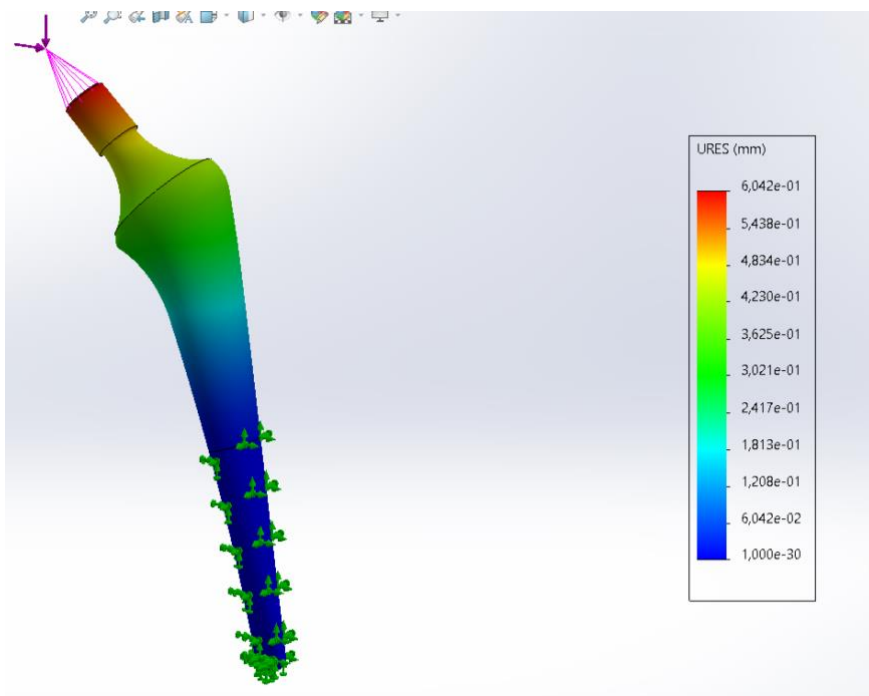


Figura 30. Desplazamientos resultantes en el vástago original

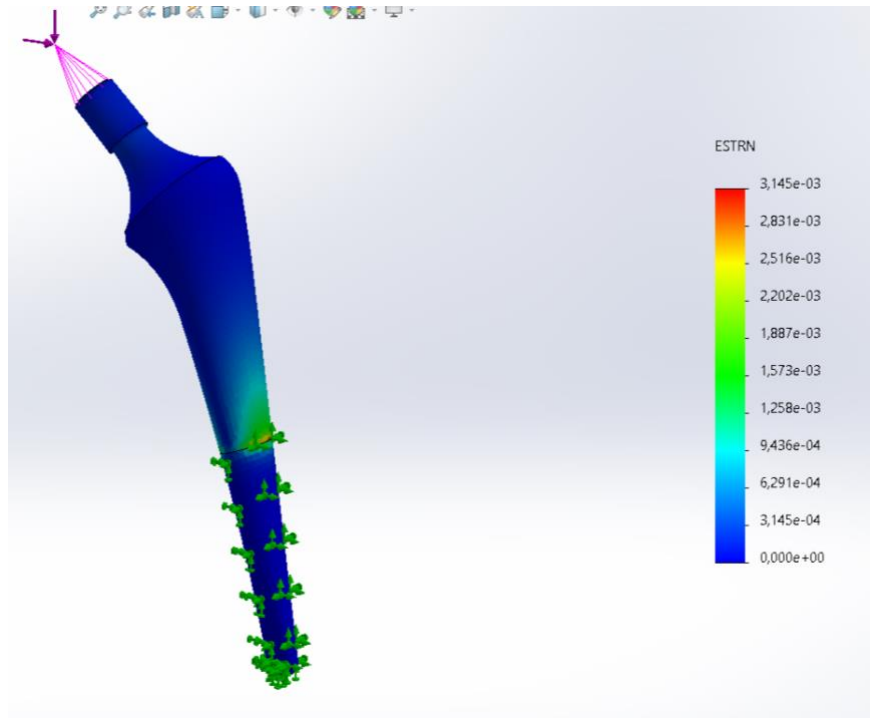


Figura 31. Deformaciones unitarias en el vástago de original

Los tres estudios han mostrado que las zonas más afectadas por la aplicación de cargas son el cuello femoral y el punto en el que el vástago deja de estar fijado al hueso en el 40% de su longitud, es decir, a partir de los 65 mm de altura. Sin embargo, a pesar de que estas zonas sufren tensiones de hasta $5,033 \times 10^8 \text{ N/m}^2$, el límite elástico de la aleación de titanio Ti6Al4V escogida es de $8,274 \times 10^8 \text{ N/m}^2$, por lo que la pieza no fallará ante cargas estáticas.

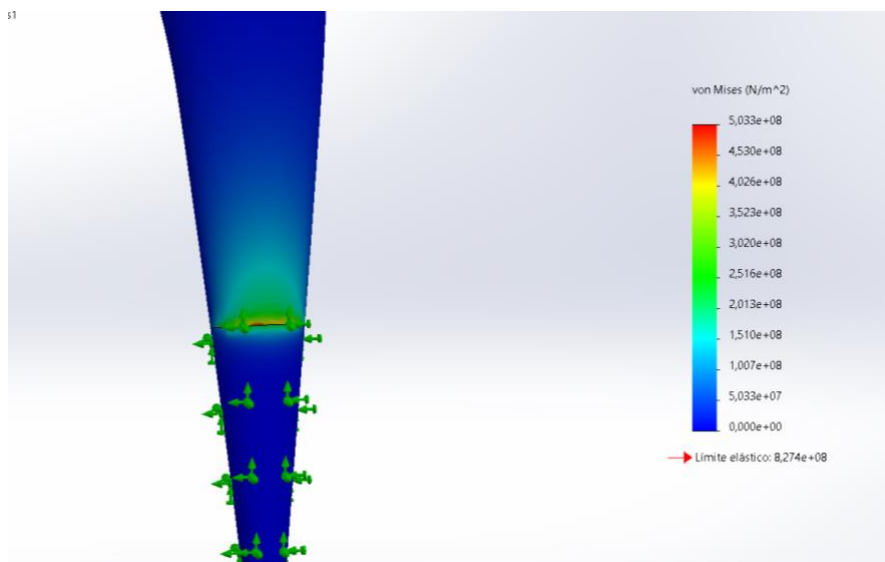


Figura 32. Detalle de la zona de conflicto

5.3 Diseño de un vástago de cadera largo mediante Altair Inspire™

Con el software de Altair Inspire se ha creado un modelo de vástago largo simplificado con las mismas medidas esenciales que el vástago modelado con Solidworks. Este implante

simplificado y más genérico se ha diseñado con el objetivo de ser utilizado para la optimización y consiguiente reducción de masa del vástago. Su diseño es similar a la mayoría de los vástagos que se encuentran en el mercado actual para así poder validar su comportamiento y características.



Figura 33. Vástagos de cadera largos comerciales. Fuentes [31, 57, 58, 53]

5.3.1 Modelado de un vástago largo de diseño genérico

Para el diseño y modelaje del vástago de cadera largo genérico con Altair Inspire primero se ha realizado un croquis del cuerpo femoral y parte del cuello femoral. Las medidas utilizadas para este croquis son medidas estándar para los vástagos de cadera largo comerciales y similares a las empleadas en el diseño del vástago con Solidworks.

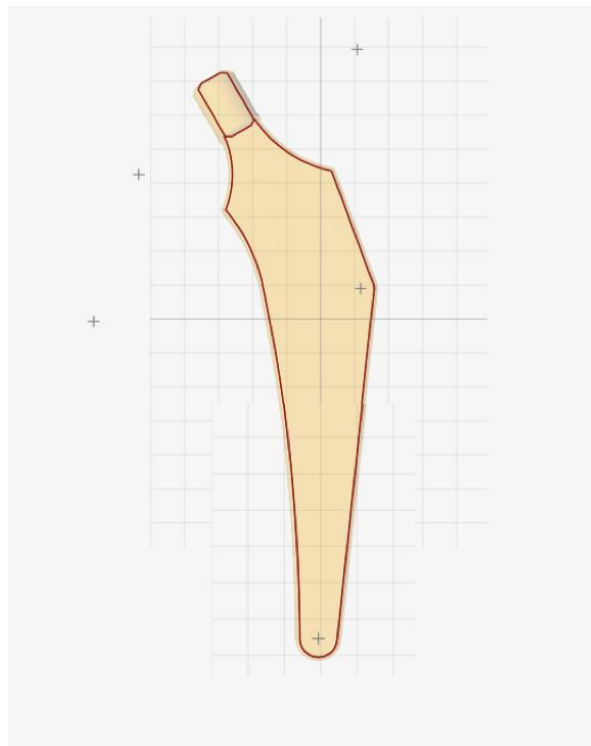


Figura 34. Croquis del vástago genérico

Una vez realizado el croquis principal del vástago, se ha convertido en una estructura tridimensional con la herramienta de “empujar” y se han redondeado los cantos vivos de la pieza.

Por último, se ha hecho un recubrimiento cilíndrico alrededor del extremo proximal del implante para crear el cono morse del vástago utilizado para la inserción de la cabeza femoral.



Figura 35. Vástago genérico diseñado con Altair

5.3.2 Análisis por método de elementos finitos

Al igual que con el modelo de vástago original, ha sido necesario validar el diseño de vástago genérico antes de proceder a su optimización. Para ello se han aplicado las mismas cargas y fijaciones que a la pieza de Solidworks, es decir, una fuerza externa aplicada donde estaría la superficie de la cabeza femoral de 5000 N y la fijación de la prótesis en el 40% de la longitud del vástago.

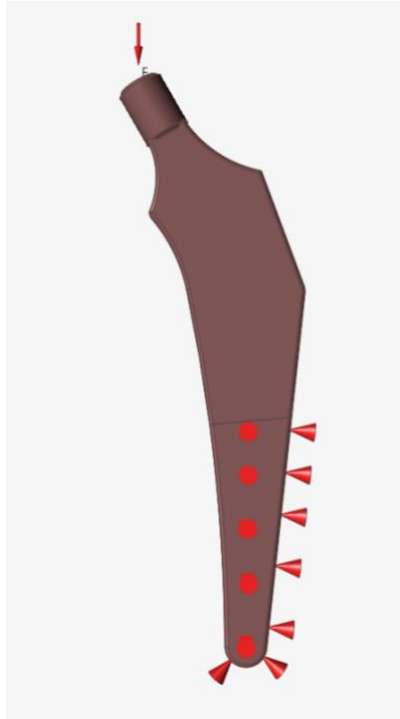


Figura 36. Sujeciones y carga aplicadas al vástago genérico

De nuevo se han estudiado los tres parámetros de interés para el estudio, las tensiones de von Mises y los desplazamientos resultantes.

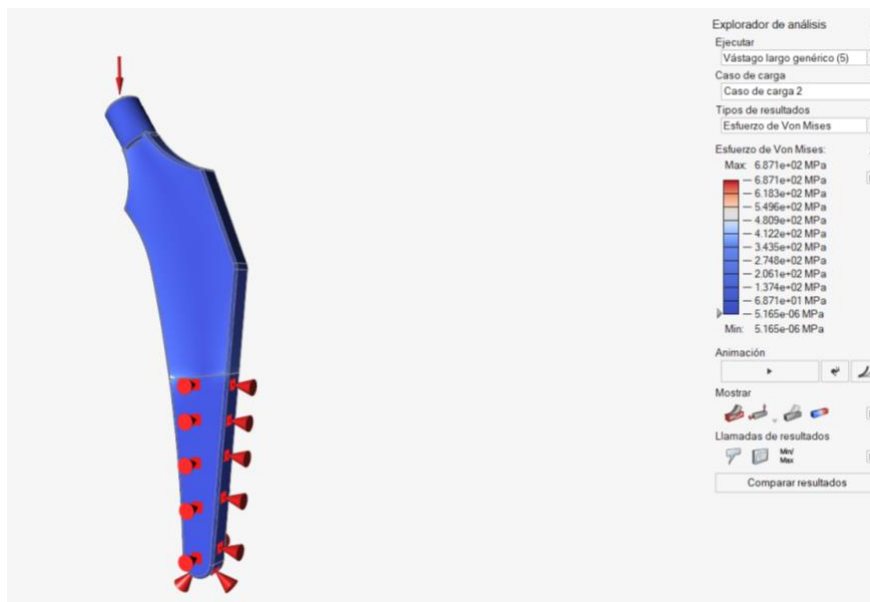


Figura 37. Tensiones de von Mises en el vástago genérico

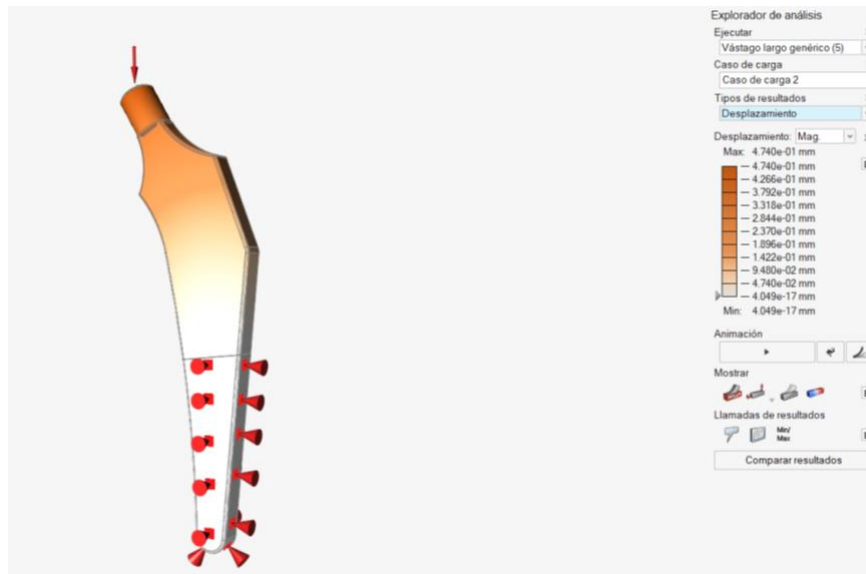


Figura 38. Desplazamientos en el vástago genérico

Como se puede ver en las imágenes, todos los parámetros han mostrado buenos comportamientos, permitiendo afirmar que el diseño de la pieza es correcto y ésta no fallará ante las cargas aplicadas. Las zonas de mayor conflicto se encuentran en el cuello femoral y en el último punto en el que el vástago está fijado (en torno a los 65 mm desde el extremo distal). Ambas zonas de mayor riesgo se han de tener en cuenta a la hora de realizar la optimización.

5.4 Optimización del diseño genérico con Altair Inspire™

Mediante el método de elementos finitos se ha podido validar el diseño genérico creado con el software de Altair Inspire® por lo que el siguiente paso ha sido llevar a cabo su optimización.

Para optimizar el vástago y disminuir la cantidad de material empleada en su fabricación se ha utilizado la herramienta de optimización incluida en el programa. Esta herramienta permite modificar el diseño reduciendo la masa inicial de la pieza con un coeficiente de seguridad de 1,2 teniendo en cuenta las cargas aplicadas al implante y las restricciones cinemáticas que se le han aplicado.

Diseño y validación de un vástago de cadera largo para minimizar el uso de material y posibilitar su fabricación mediante tecnologías aditivas

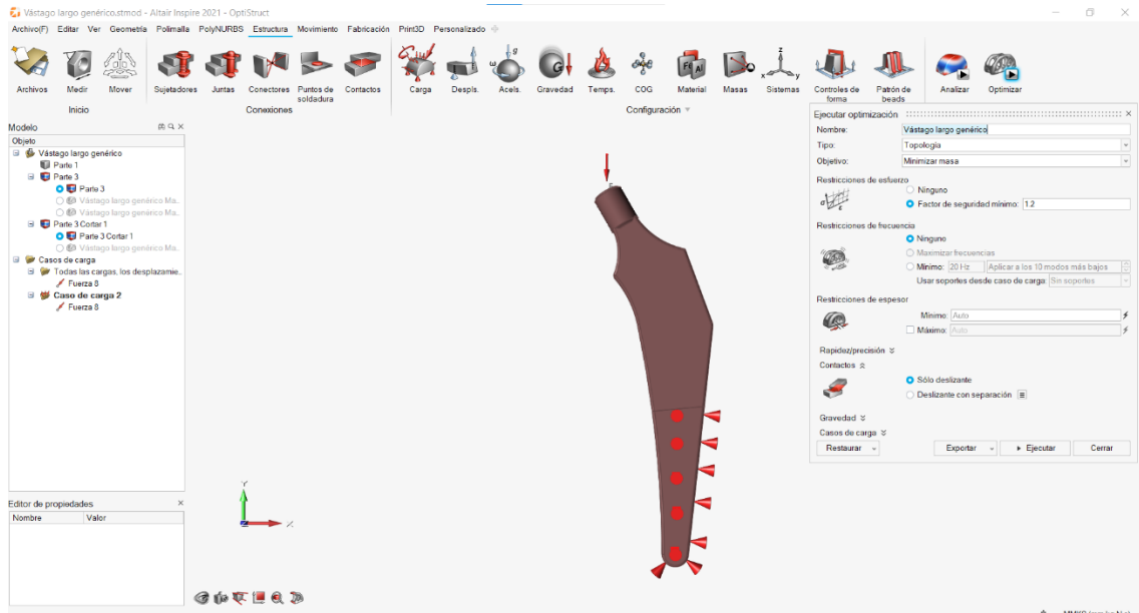


Figura 39. Proceso de optimización del vástago genérico

Una vez el programa ha valorado cuales son las zonas en las que no se necesita material para soportar las cargas, se ha obtenido un vástago parcialmente vaciado. El programa también da la posibilidad de aumentar o reducir la cantidad de material respetando la topología resultante en caso de querer obtener un diseño más o menos conservador. En el caso de la pieza objeto de este estudio se ha mantenido el resultado tal y como lo ha devuelto la herramienta de optimización añadiendo un refuerzo en la parte superior del cuerpo femoral.

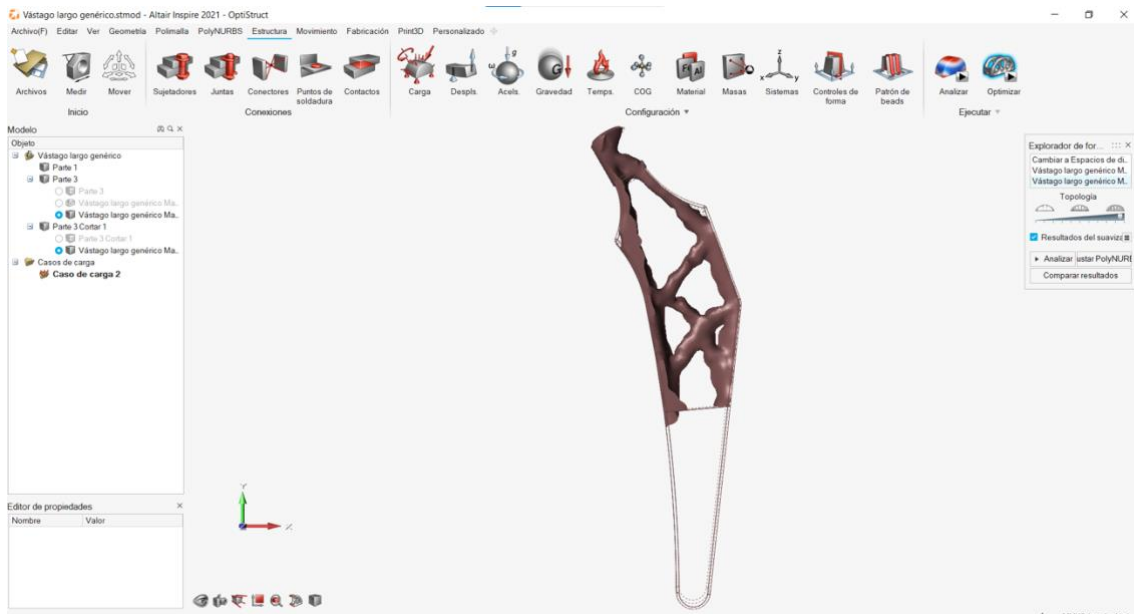


Figura 40. Resultado de la optimización del vástago genérico

5.5 Optimización del vástago original y análisis por método de elementos finitos

Los resultados obtenidos en la optimización del vástago genérico de Altair Inspire® han servido como guía para la optimización del diseño original y se han trasladado los cambios a la pieza fabricada en Solidworks.

Mediante la herramienta de corte extruido se han realizado vaciados localizados en todas las regiones indicadas por el software de Altair, a excepción del cuello femoral al tratarse de una de las zonas de mayor riesgo de fractura, tal y como se ha visto en el análisis de riesgos. Además, para asegurar que la pieza resista a cargas mayores de las aplicadas en los cálculos, se ha añadido un refuerzo en la parte superior del cuerpo femoral, para evitar posibles roturas por pandeo de la zona antero-superior del vástago .

Para verificar que el vaciado no afectaba a la integridad total de la pieza original, ha sido necesario realizar varios análisis por MEF con las cargas aplicadas y las restricciones cinemáticas y retocar los cortes hechos al modelo antes de obtener el vástago largo optimizado definitivo.



Figura 41. Vástago original optimizado

El último análisis por método de elementos finitos realizado ha mostrado muy buenos resultados. De nuevo, en las tensiones de von Mises se puede ver como en ningún momento se supera el límite elástico de $8,274 \times 10^8 \text{ N/m}^2$ del Ti6Al4V, siendo la tensión máxima en la pieza de $6,437 \times 10^8 \text{ N/m}^2$. Como se ha visto con la pieza original, sigue existiendo una zona de conflicto en torno al 40% de la longitud del vástago donde las tensiones soportadas por la pieza son mayores que en el resto del implante. Esto se debe a que existe un cambio abrupto de condiciones de contorno en el análisis ya que en esta zona se encuentra la fijación de la pieza, tal y como se indica en la normativa de ensayo.

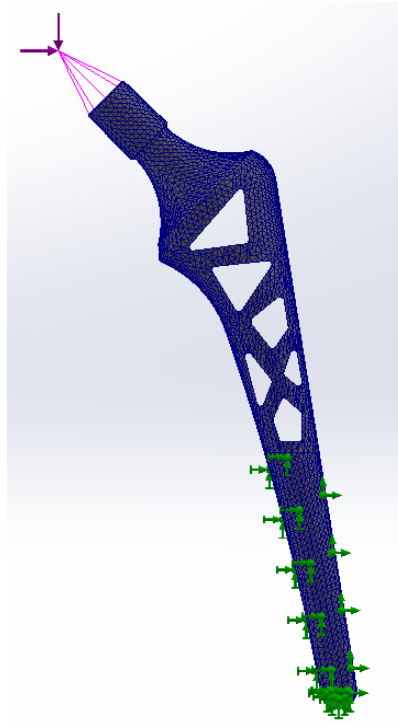


Figura 42. Sujeciones, carga y malla en el vástago original optimizado

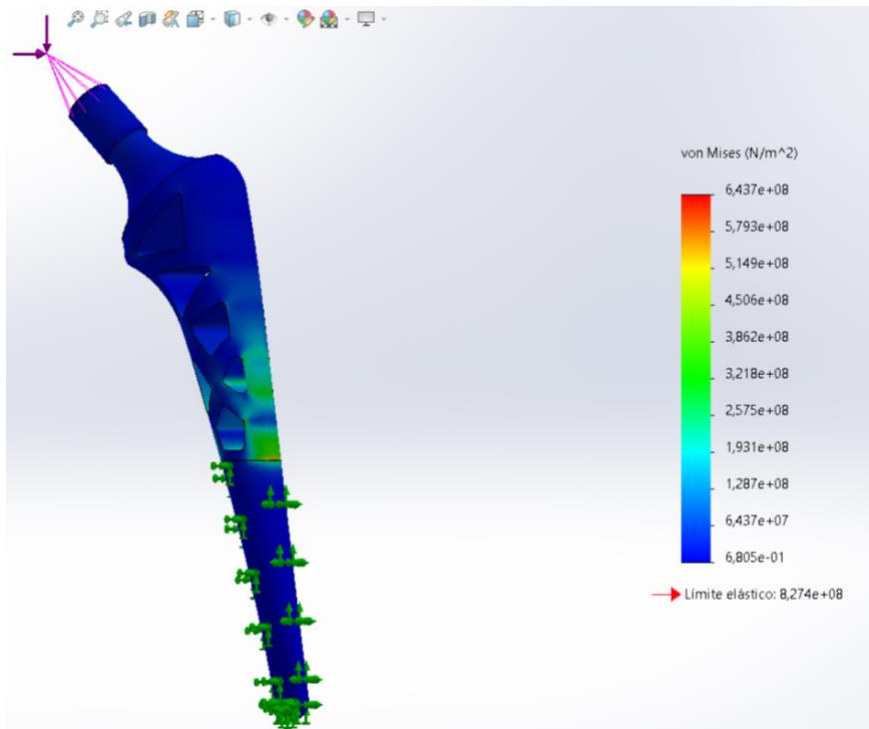


Figura 43. Tensiones de von Mises en el vástago original optimizado

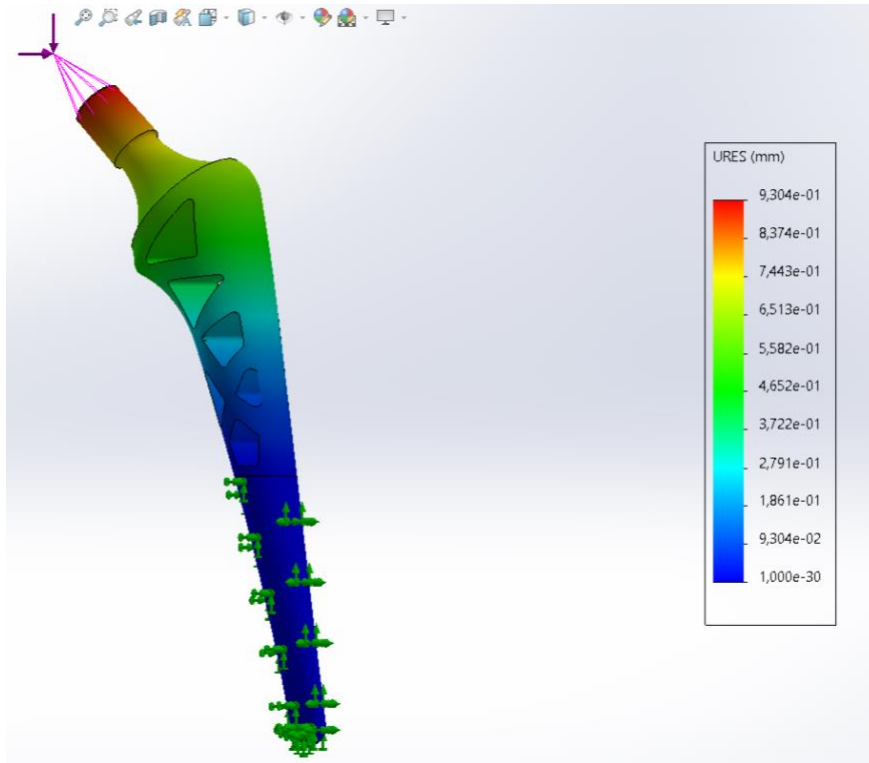


Figura 44. Desplazamientos en el vástago original optimizado

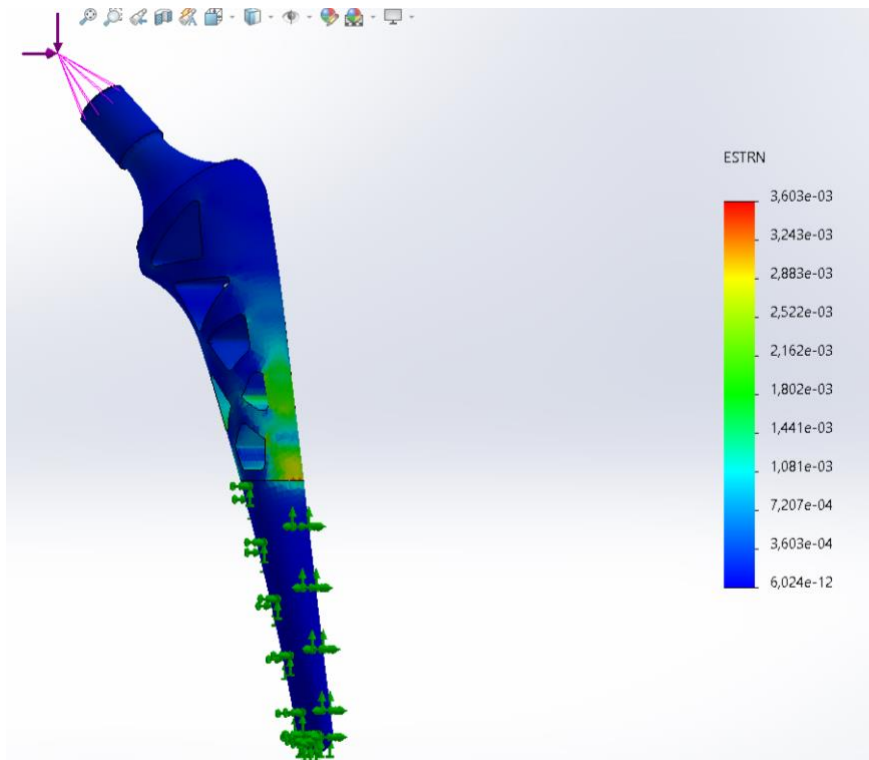


Figura 45. Deformaciones unitarias en el vástago original optimizado

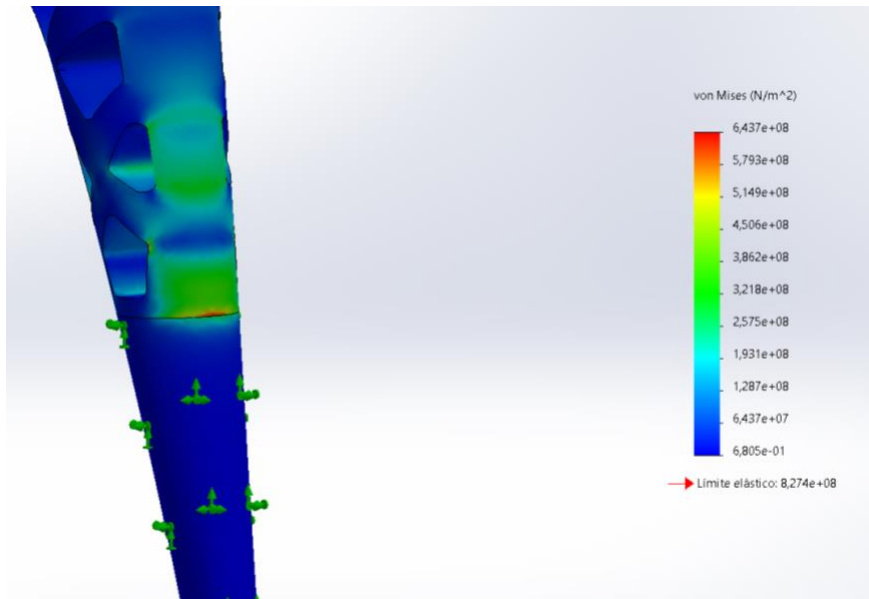


Figura 46. Detalle de la zona de conflicto en el vástago original optimizado

6 Resultados

A continuación, se realiza la comparación de los resultados obtenidos en las dos partes de este proyecto: el diseño original y análisis de un vástago femoral largo y la optimización del mismo para la obtención de un modelo con menor masa y su posterior análisis.

6.1 Comparativa de las propiedades del vástago original frente al vástago vaciado

En el apartado 5.2.3 se han expuesto los resultados obtenidos en el análisis por MEF para el vástago femoral de diseño original y se ha podido observar que la pieza resultante era exitosa al no sufrir en ningún momento tensiones superiores a las del límite elástico del material utilizado, el Ti6Al4V. Como datos de interés también se han mostrado los desplazamientos y deformaciones que sufre la pieza con la aplicación de las cargas y restricciones cinemáticas correspondientes.

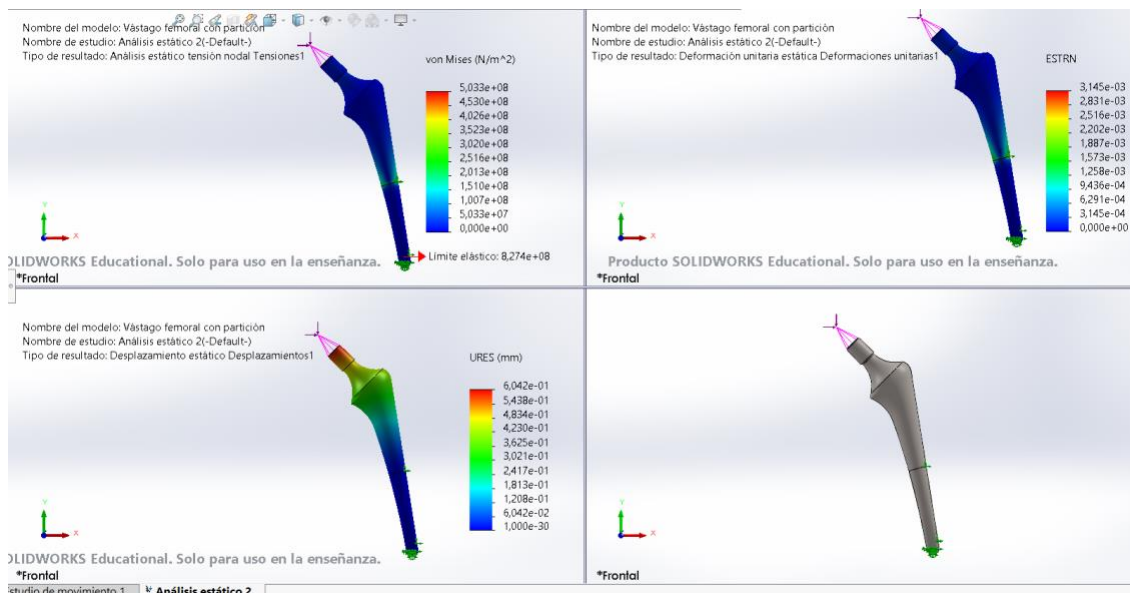


Figura 47. Comparativa de resultados del análisis MEF del vástago femoral original

Tras haber realizado el análisis MEF se han calculado las propiedades físicas de la pieza para comprobar si la masa y el volumen total del vástago original se ha visto reducido al realizar la optimización y posterior vaciado. El informe generado ha dado como resultado una masa de 249,53 g y un volumen de 56343,89 mm³.

En el apartado 5.5 se han mostrado los resultados del análisis MEF realizado al vástago femoral optimizado. Estos análisis han demostrado que la pieza resultante tras el vaciado parcial también es exitosa y no fallaría ante las cargas y restricciones cinemáticas impuestas. Las tensiones de von Mises que sufre el implante son menores al límite elástico del Ti6Al4V, al igual que en el caso del modelo original. De nuevo se han mostrado los resultados de los desplazamientos y deformaciones unitarias de la pieza ante la aplicación de las cargas.

Diseño y validación de un vástago de cadera largo para minimizar el uso de material y posibilitar su fabricación mediante tecnologías aditivas

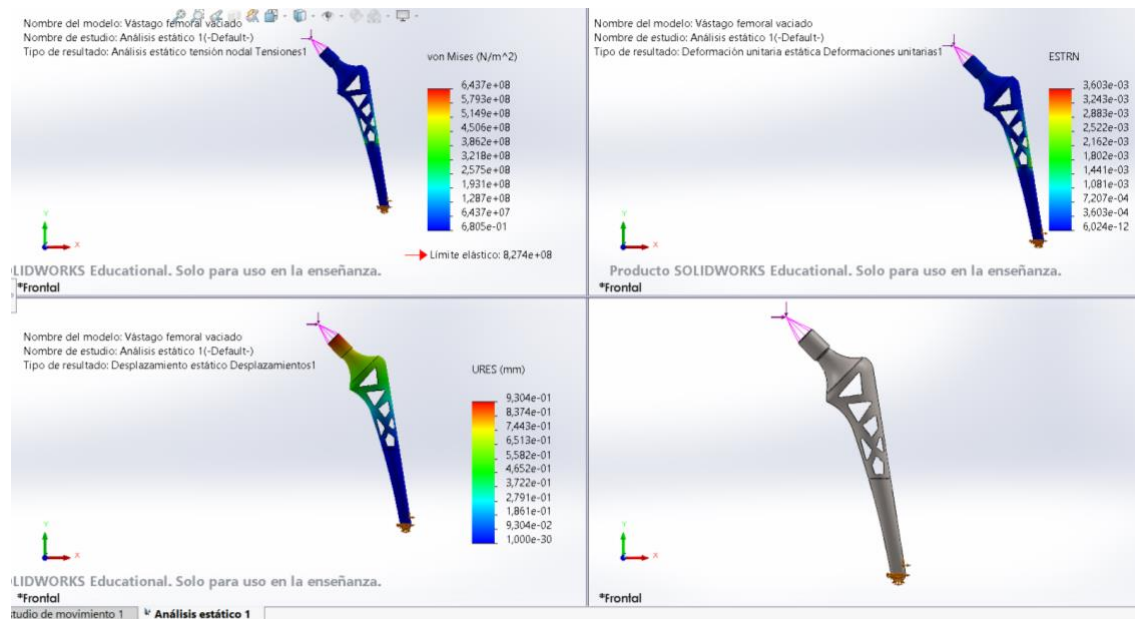


Figura 48. Comparativa de resultados del análisis MEF del vástago femoral optimizado

Al igual que con el modelo original, se han calculado las propiedades físicas del vástago optimizado para obtener su masa y volumen y compararlos con los valores iniciales. El informe resultante ha proporcionado una masa de 191,77 g y un volumen de 43300,34 mm³.

Sabiendo las propiedades físicas de ambos modelos, se ha obtenido una disminución de 57,76 g y 13043,55 mm³, es decir, se han reducido la masa y el volumen del implante en un 23,15%. Además, se ha calculado el porcentaje de mejora de la elasticidad de la prótesis en base a los datos de las tensiones de von Mises y desplazamientos máximos alcanzados por cada uno de los modelos.

Propiedad	Vástago original	Vástago optimizado	Diferencia
Tensión de von Mises máxima	503 MPa	644 MPa	141 MPa Incremento del 28%
Desplazamiento máximo (URES)	0,604 mm	0,930 mm	0,326 mm Incremento del 54%

Tabla 4. Comparativa de tensiones y desplazamientos máximos de los dos modelos de vástago

Finalmente, se ha obtenido que con incrementos de tensión máxima de un 28% se ha conseguido un aumento de la elasticidad del implante en un 54%.

7 Conclusiones

Tras haber analizado los resultados de los estudios realizados sobre los dos vástagos diseñados, tanto el original como el vaciado, se han obtenido los resultados esperados cuando se planteó este proyecto.

Como se ha podido ver en el apartado de resultados, el vástago original y el vástago vaciado han mostrado valores de tensiones con un incremento ligero en el caso del vástago optimizado, y prácticamente las mismas zonas de conflicto. Sin embargo, para el vástago vaciado se han podido observar mayores diferencias en los valores desplazamientos y deformaciones unitarias. Esto significa que el segundo modelo posee una mayor flexibilidad, es decir, menos rigidez, que el implante original, lo cual también implica que el comportamiento del vástago femoral vaciado se asemeja más al comportamiento del fémur natural.

El hecho de que el implante vaciado posea una mayor flexibilidad y reduzca la cantidad de material necesario para la fabricación del vástago, implica que se han cumplido los objetivos de este proyecto. Mediante el diseño de un vástago de cadera con menor rigidez se han podido disminuir los riesgos más importantes hallados en el vástago original derivados del apantallamiento de tensiones típico en los vástagos femorales.

Asimismo, debido a la complejidad del modelo vaciado su fabricación se debe llevar a cabo mediante tecnologías aditivas, puesto que estos métodos son mucho más precisos a la hora de obtener las topologías deseadas y permitirán obtener las características exactas de la pieza.

Los **posibles trabajos futuros** de este proyecto se exponen a continuación.

El siguiente paso del proyecto debería ser la fabricación de los prototipos de vástago de cadera original y vaciado en la aleación de titanio Ti6Al4V. Esto permitiría realizar los ensayos pertinentes para corroborar los resultados de los análisis numéricos expuestos en este trabajo tanto estáticos como a fatiga. Los principales riesgos del vástago original que se habían detectado en la parte inicial del trabajo eran la fractura del cuello femoral por fatiga y la pérdida de fijación del vástago por apantallamiento de tensiones o fractura distal. Para valorar si el nuevo prototipo ha sido capaz de solucionar estos riesgos, se deben llevar a cabo los ensayos establecidos en la norma ISO para realizar una comparación entre los resultados obtenidos en los ensayos de ambas piezas.

El ensayo ISO 7206-4 pone a prueba las propiedades de resistencia y los requisitos de comportamiento de los vástagos femorales. Esta prueba es válida para la valoración de los dos riesgos planteados, tanto el riesgo de fractura del cuello femoral como el riesgo de pérdida de fijación. Para llevar a cabo este ensayo es necesaria una máquina universal de ensayos, las células de carga pertinentes y las mordazas adecuadas al esquema de aplicación de cargas planteado según la norma. La velocidad de aplicación de las cargas debe ser de 10 mm/min según la norma ASTM F384 "Especificaciones estándar y métodos de ensayo para dispositivos metálicos angulados de fijación de fracturas ortopédicas". El resultado del ensayo aportará información sobre la rigidez de compresión de los vástagos de cadera permitiendo hacer una comparación sobre el comportamiento de ambos.

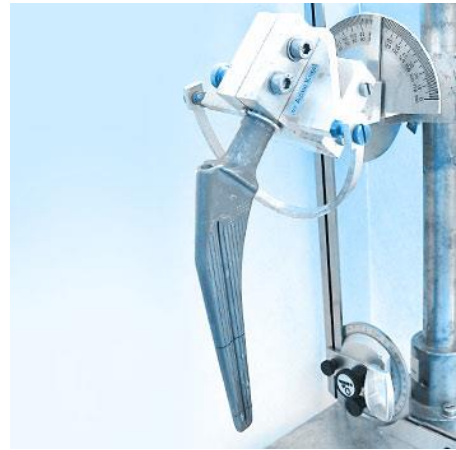
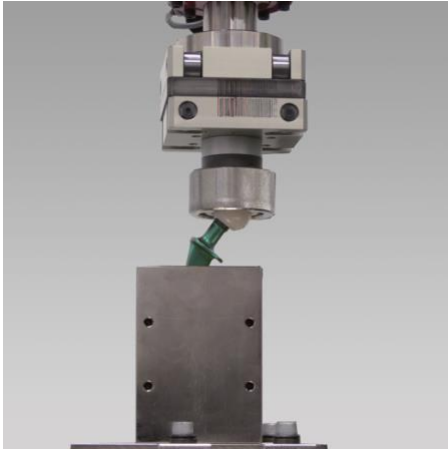


Figura 49. Ensayos ISO 7206-4. Fuente [12]

Otra posible ampliación sería la de crear otros diseños del implante, como por ejemplo, un modelo de vástago femoral poroso que combine diferentes materiales. El diseño podría contener poros de tamaños similares a los que presenta el tejido óseo del fémur natural y estar formado por una estructura con materiales de diferentes densidades y propiedades. De esta manera se podría obtener un implante muy similar al hueso.

PRESUPUESTO

En el siguiente apartado se recoge toda la información correspondiente al coste económico del trabajo realizado. Los tipos de costes se han dividido en dos bloques principales, el coste de personal y el coste de material.

1 Coste de personal

Para realizar el presente proyecto ha sido necesaria la mano de obra del siguiente personal:

- Una ingeniera técnica, la estudiante. Esta persona ha sido la responsable del desarrollo del trabajo expuesto y su defensa ante un tribunal.
- Un ingeniero como tutor cuya misión ha sido la de supervisar el trabajo realizado y guiar al estudiante en el desarrollo del proyecto.
- Un ingeniero como cotutor encargado de prestar su conocimiento de software y resolver los problemas técnicos que haya podido tener el estudiante.

Teniendo en cuenta los cargos ejercidos por cada uno de los intervinientes, se ha calculado el coste por hora de todo el personal implicado. En 2020 el salario mínimo de un Ingeniero Superior en España era de 26.323,57€ brutos al año y el de un Ingeniero Técnico era de 20.424,25€ brutos al año (Treboliberica, 2020), los cuales se dividen en 14 pagas a lo largo del año. Según el Ministerio de Inclusión, Seguridad Social y Migraciones el coste de seguridad social es un 32,6% (un 23,6% de contingencias comunes y un 9% de desempleo) y la jornada máxima anual será de 1.720 horas efectivas de trabajo según el Artículo 16, del Capítulo III, del BOE número 30, del 4 de febrero de 2020. Considerando todos los datos se ha obtenido un coste de 15,74€/h del estudiante y un coste de 20,29€/h del tutor y cotutor.

2 Coste de material

Para el coste de material se ha tenido en cuenta el coste de las licencias de los programas empleados para el desarrollo del proyecto y el coste de los equipos utilizados. Tanto a los costes de licencias como a los costes de equipos se les ha aplicado el correspondiente coeficiente de amortización, ya que se trata de elementos útiles a largo plazo. El periodo de tiempo utilizado para el coeficiente de amortización de las licencias ha sido de cinco meses.

3 Tablas de precios

Identificación	Unidades	Precio	Total
Ingeniera Técnica (estudiante)	500 h	15,74 €/h	7870 €
Ingeniero Superior (tutor)	25 h	20,29 €/h	507,25 €
Ingeniero Superior (cotutor)	5 h	20,29 €/h	101,45 €
Total mano de obra			8478,7 €

Tabla 5. Precios de mano de obra

Identificación	Unidades	Precio	Amortización	Total
Ordenador Macbook Pro Retina 13' de 2014	1 u	2199,00 €	5/84	130,89 €
Ordenador MSI GL63 8RC-69XES Intel Core i7-8750H/16GB/256GB SSD+1TB/GTX 1050/15.6"	1 u	1099,00 €	5/60	91,58 €
Windows 10	1 u	145,00 €	5/60	12,08 €
Microsoft Office 2021 Anual	1 u	69,00 €	5/12	28,75 €
Solidworks Student Editio 2020-2021	1 u	0,00 €*		0,00 €
Altair Inspire®	1 u	0,00 €*		0,00 €
Total material				263,3 €

Tabla 6. Precios de material

* Las licencias de Solidworks y Altair Inspire han sido proporcionadas de manera gratuita al estudiante por convenio con la Universidad Politécnica.

4 Presupuesto final

Considerando los costes expuestos en los apartados anteriores se ha llegado a la conclusión de que el presupuesto de ejecución del proyecto asciende a **8742 € (ocho mil setecientos cuarenta y dos euros)**.

En el caso de querer realizar una aplicación industrial del proyecto se ha de tener en cuenta un porcentaje de un 15% de gastos generales y un 8% de beneficio industrial, además del 21% de IVA correspondiente dictado por la Agencia Tributaria.

Así, en la siguiente tabla se reflejan dichos gastos.

Denominación	Total
Gastos generales (15%)	1311,3 €
Beneficio industrial (8%)	699,36 €
Total	10752,66 €
IVA (21%)	2258,06 €
Presupuesto de ejecución por contrata	13010,72 €

Tabla 7. Presupuesto de ejecución por contrata

Finalmente, el presupuesto total de ejecución en caso de contrata asciende a **13010,72 € (trece mil diez euros y setenta y dos céntimos)**.

BIBLIOGRAFÍA

1. Altair Product Design Inc., He, Y., Burkhalter, D., Durocher, D., & Gilbert, J. M. (2018, abril). *Solid-Lattice Hip Prosthesis Design: Applying Topology and Lattice Optimization to Reduce Stress Shielding from Hip Implants*.
2. *Bencox® ID - Vástago femoral cementado by Corentec | MedicalExpo*. (s. f.). MedicalExpo. Recuperado 16 de julio de 2021, de <https://www.medicaexpo.es/prod/corentec/product-68110-683014.html>
3. *Bencox® II - Vástago femoral no cementado by Corentec | MedicalExpo*. (s. f.). MedicalExpo. Recuperado 13 de julio de 2021, de <https://www.medicaexpo.es/prod/corentec/product-68110-683009.html>
4. Bergmann, G., Graichen, F., Rohlmann, A., Bender, A., Heinlein, B., Duda, G. N., Heller, M. O., & Morlock, M. M. (2010). Realistic loads for testing hip implants. *Bio-medical materials and engineering*, 20(2), 65–75. <https://doi.org/10.3233/BME-2010-0616>
5. *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues Softcover reprint of edition by Fung, Y. C. (2010) Paperback*. (2021). Springer-Verlag.
6. Black, J. (2005). *Biological Performance of Materials: Fundamentals of Biocompatibility, Fourth Edition* (4th ed.). CRC Press.
7. Bottlinger, J. (2018, 6 noviembre). *A Timeline of Hip Implants*. Personal Injury Blog. <https://www.bottlingerlaw.com/blog/short-history-hip-replacements/>
8. Callister, W. D., Molera, P., & Anglada, M. (2020). *Introducción a la ciencia e ingeniería de los materiales. Volumen I* (1.a ed.). Editorial Reverte.
9. colaboradores de Wikipedia. (2019, 22 octubre). *Coxa valga*. Wikipedia, la enciclopedia libre. https://es.wikipedia.org/wiki/Coxa_valga
10. colaboradores de Wikipedia. (2021, 23 mayo). *SolidWorks*. Wikipedia, la enciclopedia libre. <https://es.wikipedia.org/wiki/SolidWorks>
11. *Copa De Titanio Acetabular De Aleación De Titanio Impresa En 3d, Implante De Articulación De Cadera Personalizado 3d Acetabulum - Buy 3d Printed Total Hip Replacement, Prosthetic Hip Joint Prosthesis Product, Hip Joint Prosthesis Implant Product on Alibaba.com*. (s. f.). Alibaba. Recuperado 13 de julio de 2021, de <https://spanish.alibaba.com/product-detail/3d-printed-titanium-alloy-acetabular-titanium-cup-3d-customize-hip-joint-implant-acetabulum-60356277207.html>
12. Cosmos Consulting Group - CosmosMedia, München. (s. f.). *Hip joint prostheses*. EndoLab / CosmosMedia. Recuperado 12 de julio de 2021, de <https://www.endolab.org/implant-testing.asp?cat1=1&topic=Hip%20joint%20prostheses&desc=Hip%20implant%20test%20standards%20/%20Hip-Implants%20testing&key=hip,%20implant,%20implant%20testing,%20certified,%20accr%20edited,%20fatigue%20testing,%20static%20testi>
13. Crubzy, E., Murail, P., Girard, L., & Bernadou, J. P. (1998). False teeth of the Roman world. *Nature*, 391(6662), 29. <https://doi.org/10.1038/34067>

14. El Mundo. (2007, 27 julio). *Descubren en Egipto la prótesis más antigua del mundo* | elmundo.es. ELMUNDO.ES. <https://www.elmundo.es/elmundo/2007/07/27/ciencia/1185518042.html>
15. *Elaboración de prótesis con nuevas estrategias de mecanizado*. (s. f.). METALMECÁNICA. Recuperado 13 de julio de 2021, de <https://www.metalmecanica.com/temas/Nuevas-estrategias-para-el-mecanizado-de-piezas-ortopedicas+128646>
16. Engineering, E. M. (2020, 23 marzo). *endolab hip simulator ISO14242 1* [Vídeo]. YouTube. <https://www.youtube.com/watch?v=4NyaP730aYE&feature=youtu.be>
17. Fiorentino, A., Zarattini, G., Pazzaglia, U., & Ceretti, E. (2013). *Hip Prosthesis Design. Market Analysis, New Perspectives and an Innovative Solution. Procedia CIRP, 5*, 310–314. <https://doi.org/10.1016/j.procir.2013.01.061>
18. Fraldi, M., Esposito, L., Perrella, G., Cutolo, A., & Cowin, S. C. (2009). Topological optimization in hip prosthesis design. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology, 9*(4), 389–402. <https://doi.org/10.1007/s10237-009-0183-0>
19. Guede, D., González, P., & Caeiro, J. (2013). Biomecánica y hueso (I): Conceptos básicos y ensayos mecánicos clásicos. *Revista de Osteoporosis y Metabolismo Mineral, 5*(1), 43–50. <https://doi.org/10.4321/s1889-836x2013000100008>
20. Guo, H., Bayer, T. J., Guo, J., Baker, A., & Randall, C. A. (2017). Current progress and perspectives of applying cold sintering process to ZrO₂-based ceramics. *Scripta Materialia, 136*, 141–148. <https://doi.org/10.1016/j.scriptamat.2017.02.004>
21. Huston, R. (2019). *Principles of Biomechanics*. CRC Press.
22. (2020a, mayo 29). [DESCARGA] *Altair Inspire con licencias: Diseño impulsado por simulación desde casa AHORA!!* Blog de Ingeniería Avanzada y Simulación. <https://blog.coinav.com/descarga-altair-inspire-con-licencias-diseno-impulsado-por-simulacion-desde-casa-ahora/>
23. John, B. D.-. (2020, 30 septiembre). **[Top]** *Fusión por haz de electrones: todo lo que necesita saber sobre la impresión 3D EBM*. 3D builders. <https://3dbuilders.pro/fusion-por-haz-de-electrones-todo-lo-que-necesita-saber-sobre-la-impresion-3d-ebm/>
24. Joshi, M. G., Advani, S. G., Miller, F., & Santare, M. H. (2000). Analysis of a femoral hip prosthesis designed to reduce stress shielding. *Journal of Biomechanics, 33*(12), 1655–1662. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(00\)00110-x](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(00)00110-x)
25. Kerr, A. (2012). *Introductory Biomechanics + Evolve Ebook*. Churchill Livingstone.
26. Knudson, D. (2021). *Fundamentals of Biomechanics (English Edition)* (3.a ed.). Springer.
27. *LATITUDTM - Prótesis de cabeza femoral cementada by Meril Life Sciences* | MedicalExpo. (s. f.). Medical Expo. Recuperado 13 de julio de 2021, de <https://www.medicaexpo.es/prod/meril-life-sciences/product-84489-724951.html>
28. le Guéhennec, L., Soueidan, A., Layrolle, P., & Amouriq, Y. (2007). Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dental Materials, 23*(7), 844–854. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2006.06.025>

29. M. (2020). *Convenio de Empresas de Ingeniería y Oficinas de Estudios Técnicos XIX*. Treboliberica. <https://www.treboliberica.com/convenio-ingenierias-2019/>
30. Maestre, A. (2018, 29 agosto). *Nueva actualización SOLIDWORKS 2018 SP04*. ORIGEN. <https://origencadcam.es/nueva-actualizacion-solidworks-2018-sp04/>
31. *masterloc - Vástago femoral no cementado by Medacta | MedicalExpo*. (s. f.). Medical Expo. Recuperado 13 de julio de 2021, de <https://www.medicalexpo.es/prod/medacta/product-94141-814864.html>
32. Merola, M., & Affatato, S. (2019). Materials for Hip Prostheses: A Review of Wear and Loading Considerations. *Materials*, 12(3), 495. <https://doi.org/10.3390/ma12030495>
33. *Metha® Vástago corto para Cadera*. (s. f.). B. Braun Melsungen AG. Recuperado 13 de julio de 2021, de <https://www.bbraun.es/es/products/b/metha-vastago-cortoparacadera.html>
34. Murr, L. (2020). Metallurgy principles applied to powder bed fusion 3D printing/additive manufacturing of personalized and optimized metal and alloy biomedical implants: an overview. *Journal of Materials Research and Technology*, 9(1), 1087–1103. <https://doi.org/10.1016/j.jmrt.2019.12.015>
35. N. (2020b, junio 3). *Fabricación aditiva: Definición, procesos y beneficios*. Electrónica Edimar. <https://edimar.com/fabricacion-aditiva-que-es/>
36. Pale, P. (2017, 29 junio). *Dolor en la cadera al correr: diagnóstico y causas*. Planeta Triatlón. <https://www.planetatriatlon.com/dolor-la-cadera-al-correr-diagnostico-causas/>
37. Park, J., & Lakes, R. S. (2007). *Biomaterials: An Introduction* (3rd ed.). Springer.
38. *Prótesis de Cadera*. (s. f.). Doctor Morales Villaescusa. Recuperado 13 de julio de 2021, de <https://www.drmoralesvillaescusa.com/portfolio/protesis-de-cadera/>
39. *Prótesis de Cadera en Paciente Joven*. (2021, 19 mayo). Doctor Villanueva. <https://doctorvillanueva.com/especialista-en-protesis-de-cadera/protesis-de-cadera-en-paciente-joven/>
40. Prunamx, E. (2021, 13 julio). *Equipo 5 Prototipos Rápidos UNAM_MX*. Prunam5. <http://prunam5.blogspot.com/2011/09/ebm-haz-de-electrones-de-fusion-haz-de.html>
41. Ratner, B. D., Hoffman, A. S., Schoen, F. J., & Lemons, J. E. (2004). *Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine* (2.a ed.). Academic Pr.
42. *Refratechnik - Fundición de hierro*. (s. f.). Refratechnik. Recuperado 13 de julio de 2021, de <https://www.refra.com/es/Fundicion-de-hierro/>
43. Renart, I. P., Planell, J. A., Gil, F. X., Proubasta, I., & Mur, F. J. G. (1997). *Fundamentos de biomecánica y biomateriales*. Ergón.
44. Restrepo, S. S. (2020, 28 enero). *Guía: Fusión por haz de electrones, te explicamos todo!* 3Dnatives. <https://www.3dnatives.com/es/fusion-por-haz-de-electrones-les-explicamos-todo/#!>

45. Rudman, K., Aspden, R., & Meakin, J. (2006). Compression or tension? The stress distribution in the proximal femur. *BioMedical Engineering OnLine*, 5(1). <https://doi.org/10.1186/1475-925x-5-12>
46. Schneck, D. J., & Bronzino, J. D. (2002). *Biomechanics: Principles and Applications (English Edition)* (1.a ed.). CRC Press.
47. Silver, F. H. (1993). *Biomaterials, Medical Devices and Tissue Engineering: An Integrated Approach: An Integrated Approach* (1994 ed.). Springer.
48. SolidBi. (2021, 4 mayo). *SOLIDWORKS - Qué es y para qué sirve*. <https://solid-bi.es/solidworks/>
49. *Standard Loads Hip Joint* « *OrthoLoad*. (s. f.). OrthoLoad. Recuperado 16 de julio de 2021, de <https://orthoload.com/test-loads/standardized-loads-acting-at-hip-implants/>
50. Sumner, D. (2015). Long-term implant fixation and stress-shielding in total hip replacement. *Journal of Biomechanics*, 48(5), 797–800. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.12.021>
51. *Taller de Biomecánica del corredor, Córdoba 24 de abril | Podólogos*. (s. f.). Copoan.es. Recuperado 13 de julio de 2021, de <https://copoan.es/web/taller-de-biomecanica-del-corredor-cordoba-24-de-abril/>
52. Torres, A. (2020, 20 diciembre). *Estructura del hueso y funciones del calcio*. Ana Torres. <http://www.anatorresnutricionista.es/estructura-del-hueso-y-funciones-del-calcio/>
53. *Trilliance® - Vástago femoral cementado by Aesculap® | MedicalExpo*. (s. f.). Medical Expo. Recuperado 13 de julio de 2021, de <https://www.medicalexpo.es/prod/aesculap/product-70641-663422.html>
54. Tsikandylakis, G., Mohaddes, M., Cnudde, P., Eskelinen, A., Kärrholm, J., & Rolfson, O. (2018). Head size in primary total hip arthroplasty. *EFORT Open Reviews*, 3(5), 225–231. <https://doi.org/10.1302/2058-5241.3.170061>
55. User, S. (2020, 1 abril). *Altair Inspire 2019.4 officially available*. Design8 Bv | 3D Software & Training. <https://www.design8.eu/en/2020/727-altair-inspire-2019-4-officially-available>
56. Vargas, L., Caicedo, P., Salinas, S. A., Sierra, W., Rodríguez, L., & Universidad Pontificia Bolivariana. (2017). Protocolo de Evaluación de un Sistema para Medición de Parámetros de Tiempo de la Marcha Humana. *Iberdiscap*, 32–39.
57. *Vástago femoral cementado o no cementado - PAVI*. (s. f.). Groupe Lépine. Recuperado 13 de julio de 2021, de <https://www.medicalexpo.es/prod/groupe-lepine/product-104382-685555.html>
58. Web, R. N. D. (s. f.). *LA ARTROPLASTIA DE CADERA - Conoce las dolencias más habituales y cómo tratarlas*. Dimesan. Recuperado 13 de julio de 2021, de <http://www.dimesan.com/area-pacientes/post/artroplastia-cadera>
59. Weber, M., Merle, C., Nawabi, D. H., Dendorfer, S., Grifka, J., & Renkawitz, T. (2020). Inaccurate offset restoration in total hip arthroplasty results in reduced range of motion. *Scientific Reports*, 10(1). <https://doi.org/10.1038/s41598-020-70059-1>

60. ZwickRoell SL. (2020). Testing Machines and Testing Systems for the Medical and Pharmaceutical Industry. *Biomechanics*, 15.

Vistas en plano del vástago femoral largo vaciado

