



**UNIVERSIDAD MICHOACANA  
DE SAN NICOLÁS DE HIDALGO**



**FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA**

**“ESTUDIO NUMÉRICO DE UNA PRÓTESIS DE  
CADERA DE Ti-6Al-4V Y SU EFECTO SOBRE  
LA REABSORCIÓN ÓSEA”**

**TESIS**

**QUE PARA OBTENER EL GRADO DE MAESTRO EN CIENCIAS DE  
INGENIERÍA MECÁNICA**

**PRESENTA:**

**KARINA HERNÁNDEZ ROMERO**

**ASESORES:**

**DR. MIGUEL VILLAGÓMEZ GALINDO**

**DR. LUIS BÉJAR GÓMEZ**



**Morelia Michoacán, Mayo 2021.**



# **ESTUDIO NUMÉRICO DE UNA PRÓTESIS DE CADERA DE Ti-6Al-4V Y SU EFECTO SOBRE LA REABSORCIÓN ÓSEA**

Maestría en Ciencias de Ingeniería Mecánica  
Facultad de Ingeniería Mecánica

**U.M.S.N.H.**

## *Agradecimientos*

*“El agradecimiento es la memoria del corazón”*

*Lao Tse*

En el transcurso de mi vida, tanto profesional como emocional he tenido que ir superando las limitaciones que mi propia mente ha ido imponiendo por temor a enfrentar lo desconocido.

Todos han jugado un papel muy importante y súbito en cada tropezón o acierto que he dado al trascurso de los años, algunos con su sola existencia, otros con su palabra de aliento, otros más de ustedes con el apoyo económico.

Quiero agradecerles a todos por estar conmigo en la culminación de una etapa profesional de mi vida que ha representado un cambio total en la forma de percibir el mundo, pues hasta que llegué hasta este punto pude decir que por primera vez encontré parte de lo que amo hacer.

Este trabajo es la muestra de la dedicación puesta de mi parte, del trabajo en equipo con mis compañeros de clases y asesores, de la motivación dada por parte de mi familia y amigos.

Quiero agradecer puntualmente a cada uno de ustedes lo siguiente:

- Al CONACYT mi más grande agradecimiento por permitirme ser parte del programa de becas que me permitió desarrollar el nivel de maestría además del apoyo económico para la realización de esta tesis.
- A mis asesores por su paciencia, dedicación, enseñanza, colaboración y guía emocional en la elaboración del presente trabajo.

- Quiero agradecer especialmente al Dr. Miguel Villagómez y a la Dra. Ana Beatriz Martínez por su apoyo incondicional, por motivarme siempre, por la confianza depositada en mí, por su tiempo, por la amistad que me han regalado, por tantas cosas que agradecerles.
- A mi familia le agradezco darme lo más valioso que tengo que es la vida y la libertad de ser yo misma, esa libertad que me ha permitido tomar las decisiones que me han forjado en la vida, por su apoyo brindado en todo momento.
- A mis amigos, gracias por el apoyo moral, por su amistad y por ir en mi búsqueda cuando me he encontrado estancada.
- A mi tía María, que, es una especie de segunda madre para mí, que me apoyado incondicionalmente en mis decisiones y en mi economía cuando lo he necesitado.

A todos ustedes les agradezco infinitamente.

*“En la vida no hay cosas que temer sólo cosas que comprender”*

Marie Curie

## Resumen

En el presente trabajo se planteó un análisis biomecánico para analizar el efecto sobre la reabsorción ósea y/o de osteointegración que tiene el acoplamiento de un modelo de prótesis en el hueso fémur. Para ello, se partió de un modelo de prótesis realizado previamente al cual se le practicó un remodelado en el cuello femoral mediante parametrización geométrica, este fue realizado en la plataforma de diseño asistido llamada Onshape, del que surgieron 20 modelos distintos que fueron sometidas a pruebas de resistencia mecánica con cargas que generan actividades cotidianas, dando un total de 160 simulaciones realizadas en Simscale. De los resultados von Mises arrojados se seleccionaron cuatro modelos que presentaron los factores de seguridad más altos para poner a prueba el diseño de experimento de Hanna Isaksson. El segundo análisis biomecánico se realizó en COMSOL MULTIPHYSICS 5.4 con un total de 16 simulaciones con un tamaño de malla de 412130 elementos tetraédricos y 77676 elementos triangulares producida por la unión hueso-fémur, con esta se estudiaron 4 casos de postura correspondientes a las actividades más críticas en cuanto esfuerzos, se simularon 2 modelos sólidos y 2 modelos huecos de Ti6Al4V. En este estudio se acopló el modelo de reabsorción ósea. Los resultados arrojaron que los modelos generan una buena osteointegración, además de que la reabsorción ósea solamente se concentra en el trocante mayor del hueso fémur y no en la interfaz hueso-prótesis, lo que evidencia que esta no tenderá a aflojarse.

Palabras clave: Prótesis de cadera, análisis biomecánico, reabsorción ósea, elemento finito, osteointegración.

### Abstract

In the present work, a biomechanical analysis was proposed to analyze the effect on bone resorption and/or osseointegration that the coupling of a prosthesis model in the femur bone has. To do this, we started from a prosthesis model made previously which was remodeled in the femoral neck using geometric parameterization, this was carried out in the assisted design platform called Onshape, from which 20 different models emerged that were subjected to tests of mechanical resistance with loads that generate daily activities, giving a total of 160 simulations carried out in Simscale. From the von Mises results, four models that had the highest safety factors were selected to test Hanna Isaksson's experiment design. The second biomechanical analysis was carried out in COMSOL MULTIPHYSICS 5.4 with a total of 16 sims with a mesh size of 412130 tetrahedral elements and 77676 triangular elements produced by the bone-femur junction, with these 4 posture cases corresponding to the most common activities were studied. Critical in terms of efforts, 2 solid models and 2 hollow models of Ti6Al4V were simulated. In this study, the bone resorption model was coupled. The results showed that the models generate good osseointegration, in addition to the fact that bone resorption is only concentrated in the greater trochanter of the femur bone and not in the bone-prosthesis interface, which shows that it will not tend to loosen.

Keywords: Hip prosthesis, biomechanical analysis, bone resorption, finite element, osseointegration.

## CONTENIDO

<b>Índice de figuras</b> .....	9
<b>Índice de tablas</b> .....	10
<b>Glosario</b> .....	11
<b>Nomenclatura</b> .....	15
<b>CAPÍTULO 1. GENERALIDADES</b> .....	16
1.1. INTRODUCCIÓN .....	16
1.2. JUSTIFICACIÓN.....	18
1.3. HIPÓTESIS .....	19
1.4. OBJETIVO GENERAL .....	20
1.4.1. OBJETIVOS PARTICULARES .....	20
1.5. APORTACIONES ESPERADAS.....	20
1.6. METODOLOGÍA GENERAL.....	21
<b>CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO</b> .....	23
2.1. INTRODUCCIÓN .....	23
2.2. ESTADÍSTICAS DE FRACTURAS EN CADERA .....	24
2.3. ANATOMÍA ÓSEA.....	28
2.3.1. Estructura y composición ósea .....	30
2.3.2. Formación y crecimiento del hueso.....	33
2.3.3. Fractura de huesos.....	33
2.3.4. Reparación de fracturas óseas. ....	34
2.3.5. Requisitos para la remodelación ósea. ....	36
2.4. ANATOMÍA DE LA CADERA .....	37
2.4.1. Cargas en la unión coxofemoral .....	40
2.4.2. Causas de las fracturas de cadera. ....	40
2.4.3. Prótesis de cadera .....	43
2.4.3.1. Historia de la evolución en las prótesis de cadera.....	44
2.4.3.2. Elementos de una prótesis de cadera .....	51

2.4.3.3. Tipos de prótesis.....	53
2.5. BIOMATERIALES.....	54
2.6. AFLOJAMIENTO DE PRÓTESIS.....	56
<b>CAPÍTULO 3. REDISEÑO DE PRÓTESIS.....</b>	<b>61</b>
3.1. ROBUSTECIMIENTO DEL CUELLO FEMORAL.....	67
3.2. PRUEBA DE RESISTENCIA MECÁNICA DE NUEVOS MODELOS. ....	70
3.2.1. Pruebas con espumas de Ti-6Al-4V .....	73
<b>CAPÍTULO 4. PRUEBAS DE REABSORCIÓN ÓSEA.....</b>	<b>79</b>
4.1. UNIÓN PRÓTESIS-FÉMUR.....	79
4.3. ANÁLISIS BIOMECÁNICO CONSIDERANDO EL EFECTO SOBRE LA REABSORCIÓN ÓSEA. ....	86
4.3.1. Parámetros de simulación.....	87
<b>CAPÍTULO 5. ANÁLISIS DE RESULTADOS .....</b>	<b>90</b>
<b>CAPÍTULO 6. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES .....</b>	<b>97</b>
<b>ANEXO I. PERFILES GEOMÉTRICOS.....</b>	<b>99</b>
<b>ANEXO II. RESULTADOS DEL ANÁLISIS BIOMECÁNICO 1. ....</b>	<b>103</b>
<b>BIBLIOGRAFÍA.....</b>	<b>105</b>

## Índice de figuras

Figura 1. Metodología general implementada.	22
Figura 2. Representación de la densidad mineral ósea en mujeres y hombres[6].	26
Figura 3. Comparación del hueso sano vs hueso osteoporótico [11].	28
Figura 4. Componentes del esqueleto axial [13].	29
Figura 5. Componentes del esqueleto apendicular [13].	30
Figura 6. Células formadoras de tejido óseo [16].	32
Figura 7. planimetría anatómica.	38
Figura 8. Componentes principales de la unión fémur-pelvis [29].	39
Figura 9. Fractura de cadera [34].	41
Figura 10. Primeras capsulas de Peterson [39].	45
Figura 11. Primer modelo de los hermanos Judet [39].	46
Figura 12. Endoprótesis metálicas (1950-1960). a) Prótesis de Fred Thompson, b) Prótesis de Moore [39].	46
Figura 13. Prótesis McKee-Farra [39].	47
Figura 14. Prótesis no cementada. Par polietileno-metal [39].	50
Figura 15. Componentes de una prótesis de cadera.	52
Figura 16. Elementos para seleccionar el tipo de prótesis.	53
Figura 17. Biomateriales más utilizados en la bioingeniería [31].	54
Figura 18. Comparación de los resultados obtenidos de dos actividades cotidianas con los modelos de prótesis de Ti-6Al-4V.	63
Figura 19. Modelo de prótesis de Ti-6Al-4V [2].	64
Figura 20. Modelado de vástago y detalle de las algunas geometrías.	64
Figura 21. Detalle de las geometrías internas del vástago.	65
Figura 22. Unión vástago con cuello femoral y detalle de perfiles.	65
Figura 23. Zona de riesgo de la prótesis (Parte superior del cuello femoral).	66
Figura 24. Modelos resultantes del remodelado del cuello femoral.	69
Figura 25. Arreglo ortogonal de Taguchi. Niveles vs Factores.	76
Figura 26. Diseño de experimentos de Taguchi.	76
Figura 27. Proceso de exportación de los modelos de prótesis.	80
Figura 28. Proceso se incisión del hueso fémur.	81
Figura 29. Pasos para preparar el ambiente requerido en COMSOL.	82
Figura 30. Ambiente gráfico de COMSOL.	83
Figura 31. Pasos requeridos para importar los modelos 3D a COMSOL.	84
Figura 32. Ajustes de ejes de referencia de prótesis.	85
Figura 33. Rango de valores propuestos por Hanna Isaksson para la deformación deviatorica [4].	89
Figura 34. Relación entre las condiciones de carga vs zonas de reabsorción ósea del modelo E1.	92
Figura 35. Relación entre las condiciones de carga vs zonas de reabsorción ósea del modelo E2.	93
Figura 36. Relación entre las condiciones de carga vs zonas de reabsorción ósea del modelo E3.	94
Figura 37. Relación entre las condiciones de carga vs zonas de reabsorción ósea del modelo E4.	95

## Índice de tablas

Tabla 1. Aportes en la artroplastia por interposición.....	44
Tabla 2. Propiedades mecánicas del titanio grado 5[45].....	62
Tabla 3. Resultados de Esfuerzos von Mises de las prótesis sólida y hueca.....	62
Tabla 4. Cargas generadas por distintas actividades[48].....	71
Tabla 5. Resultados de las simulaciones en función del factor de seguridad. ....	72
Tabla 6. Propiedades mecánicas de espumas de titanio a diferentes porosidades.....	75
Tabla 7. Resultados de la simulación con espumas de titanio (Por Taguchi). ....	77
Tabla 8. Propiedades extensivas de las prótesis E.....	78

## Glosario

<b>Artroplastia</b>	Operación quirúrgica realizada en una articulación para devolverle su motilidad y función.
<b>Bioadaptación</b>	Es la respuesta fisiológica favorable del organismo cuando se le aplica un estrés determinado.
<b>Biocompatibilidad</b>	Se describe como la cualidad que tiene un biomaterial de generar una respuesta biológica aceptable durante el tiempo y modo de contacto de una aplicación específica. La ausencia de rechazo de un implante o de un dispositivo por parte del organismo implica una aceptación tanto biológica, como química y mecánica.
<b>Biomateriales</b>	Son materiales con propiedades específicas que le permiten estar en contacto con tejidos vivos durante un periodo de tiempo, como parte del tejido o completándolo, con el fin de mejorar su funcionamiento sin afectar al resto del organismo y sin ser afectado por él, a menos que así sea diseñado.
<b>Biomecánica</b>	Es la disciplina que estudia los movimientos del cuerpo humano, es decir, los aspectos fisiológicos y mecánicos implicados en el movimiento.
<b>Biomecánica computacional</b>	Se refiere a la simulación mediante ordenadores de sistemas biomecánicos complejos. Usualmente se usan tantos modelos de sólidos para simular comportamientos cinemáticos, como modelos de elementos finitos para simular propiedades de deformación y resistencia de los tejidos y elementos biológicos.

**Biomédica**

La ingeniería biomédica es una disciplina que aplica los principios y técnicas de la ingeniería al campo de la medicina o las llamadas, ciencias de la vida. Esta ingeniería se dedica, principalmente, al diseño y construcción de herramientas y tecnologías como pueden ser los equipos médicos, las prótesis, los dispositivos médicos y los dispositivos de diagnóstico y terapia.

**Cadera**

La cadera es la articulación donde se une el hueso del muslo (fémur) con el de la pelvis. Tiene dos partes principales: Una bola en el extremo del fémur, que se encaja en la cavidad de la pelvis.

**Colágeno**

Es la proteína más abundante en tu cuerpo. Es el componente principal de los tejidos conectivos que conforman varias partes del cuerpo, incluyendo los tendones, los ligamentos, la piel y los músculos.

**Conducto Volkmann**

Es el conducto que recorre el hueso de forma transversal, atravesando unas laminillas óseas y comunicando entre sí los conductos de Havers antes referidos, con la cavidad medular y la superficie externa del hueso.

**Diáfisis**

Cuerpo o tallo de un hueso largo, desarrollado a partir de un centro de osificación primario y comprendido entre sus extremos o epífisis.

**Endostio**

Membrana fina de tejido conectivo que tapiza la superficie de la cavidad medular del hueso.

**Epífisis**

Cada uno de los extremos ensanchados de los huesos largos, situados a ambos lados de la parte larga central o diáfisis.

<b>Fémur</b>	Hueso del muslo, que se articula con el coxal, por un extremo, y con la tibia y la rótula.
<b>Hueso cortical</b>	Hueso compacto.
<b>Hueso trabecular</b>	Hueso esponjoso.
<b>Mecanobiología</b>	Es conocer la respuesta celular bajo una acción mecánica, mediado, a su vez, por otros factores que inhiben o ayudan a la reacción celular ante un determinado nivel tenso-deformacional.
<b>Medula ósea</b>	Tejido suave y esponjoso, con muchos vasos sanguíneos, que se encuentra en el centro de la mayoría de los huesos.
<b>Osteoartritis</b>	Es la forma más común de artritis. Causa dolor, inflamación y disminución de los movimientos en las articulaciones. Puede ocurrir en cualquier articulación, pero, generalmente, suele afectar las manos, las rodillas, las caderas o la columna. La osteoartritis degrada el cartílago de las articulaciones.
<b>Osteoblasto</b>	Son células del hueso encargadas de sintetizar la matriz ósea, por lo que están involucradas en el desarrollo y el crecimiento de los huesos.
<b>Osteocito</b>	Son osteoblastos inactivos atrapados en el hueso formado. Se trata de células maduras localizadas en el seno de la matriz ósea en el interior de espacios llamados lagunas.
<b>Osteogénesis</b>	Es el proceso a través del cual ocurre la formación del tejido óseo.
<b>Osteólisis</b>	Proceso de destrucción del tejido óseo.
<b>Osteonas</b>	Son los elementos básicos estructurales de la matriz del hueso cortical mineralizado en mamíferos y grandes tetrápodos.

<b>Osteopenia</b>	Afección que se produce cuando el cuerpo no fabrica nuevo tejido óseo con la misma rapidez que reabsorbe el antiguo tejido óseo.
<b>Periostio</b>	Es la vaina fibrosa que cubre los huesos. Contiene los vasos sanguíneos y nervios que le proporcionan nutrición y sensibilidad al hueso.
<b>Prótesis</b>	Es una extensión artificial que reemplaza o provee una parte del cuerpo que falta por diversas razones.
<b>Reabsorción ósea</b>	Es el proceso por el cual los osteoclastos eliminan tejido óseo liberando minerales, resultando en una transferencia de ion calcio desde la matriz ósea a la sangre.
<b>Sistema de Havers</b>	Es la unidad anatómica y funcional del tejido óseo característica de los huesos compactos; está constituido por un canal de Havers, alrededor del cual se agrupan de 5 a 20 laminillas con lagunas que contienen células óseas, ya sean osteocitos u osteoblastos.
<b>Tejido óseo</b>	Es una variedad de tejido conectivo especializado, en el cual la matriz extracelular está mineralizada, lo que le confiere la dureza y resistencia característica de este tejido.

## Nomenclatura

$p_t$	Porosidad total
$\rho^*$	Densidad relativa
$\rho_{\text{Ti sólido}}$	Densidad del titanio sólido
$\rho_{\text{espuma}}$	Densidad de la espuma
$\sigma_{\text{le}}$	Límite elástico de la espuma
$\sigma_{\text{leTi}}$	Límite elástico del titanio sólido
$\sigma_y$	Límite elástico
$FS$	Factor de Seguridad
$v$	Volumen
$w$	Peso
$m$	Masa
$\rho$	Densidad
$y_0$	Deformación deviatorica
$\varepsilon_1$	Deformación en el eje x
$\varepsilon_2$	Deformación en el eje y
$\varepsilon_3$	Deformación en el eje z

# CAPÍTULO 1. GENERALIDADES

## 1.1. INTRODUCCIÓN

El tema de prótesis de cadera actualmente es un tópico de estudio a nivel mundial, primeramente por que las lesiones de cadera son un padecimiento muy recurrente, por tanto la necesidad de plantear alternativas y soluciones, y en segundo lugar, debido a que estas cirugías son las que han tenido mayor éxito en el reemplazo total o parcial de una parte del cuerpo humano permitiendo a los usuarios de prótesis tener una mejor calidad de vida devolviéndoles el movimiento y eliminando el dolor padecido antes del implemento de la misma.

Las prótesis de cadera desde la primera implementación en el año de 1960, han ido evolucionando atreves del tiempo, las cuales han variado las formas y los materiales, desde aceros de grado quirúrgico hasta aleaciones de cromo, cobalto, níquel y titanio etc., todas con la intención de proponer un modelo eficaz, con esto nos referimos a la aceptación completa del cuerpo humano de un miembro no perteneciente a él.

Actualmente, el mercado de prótesis de cadera es muy amplio contando con más de 43 modelos de prótesis diferentes creados por 16 empresas diferentes, dichas empresas tienen el objetivo de investigar para proponer mejores soluciones en los modelos e ir eliminando fallas que se detectan con el uso.

Dentro de los riesgos del uso de prótesis de cadera, están la generación de pérdida ósea alrededor de las prótesis sobre el fémur y que se produce debido al ambiente de carga postoperatorio alterado, ya que las fuerzas que se aplican sobre el fémur con la prótesis colocada no son iguales a cuando el hueso estaba sano, particularmente, el hueso tiende a formar una protección contra los esfuerzos, absorbiéndose de los lugares donde las cargas son nulas.

A través del tiempo, el paciente con implante de prótesis de cadera, va presentando reabsorción ósea, lo que provoca que la prótesis se afloje y sea necesario repetir la cirugía, lo cual representa riesgos muy altos en términos de salud, debido a que la mayoría de los pacientes son mayores de 65 años y sus capacidades físicas ya no son tan óptimas para soportar cirugías, contribuyendo a que la recuperación sea más complicada.

El termino médico para explicar la reabsorción ósea es “Osteólisis” [1] causada por factores condicionantes del desgaste de índole mecánica (mala distribución de cargas) y biológica (rechazo de materiales o deposición de partículas en el sistema). Se presenta tanto en prótesis cementadas como en no cementadas, en implantes estables o inestables, y en prótesis de acero inoxidable, cromo-cobalto o titanio. La reabsorción ósea son lesiones de tipo progresivo, sin tendencia natural de curación.

Dicha reacción generada como protección contra los esfuerzos es causado (en términos de diseño e ingeniería) principalmente por la falta de coincidencia del módulo elástico entre el material del implante y el hueso, seguido del diseño de la misma. Las prótesis diseñadas hasta hoy en día, son elaboradas de materiales evidentemente para uso biológico, pero estos materiales presentan mayor rigidez que el hueso.

La revolución industrial que estamos viviendo actualmente nos está permitiendo encontrar mejores soluciones de una manera más eficiente reduciendo los costos en tiempo y dinero, por tanto, haremos uso de las herramientas que esta pone a nuestro alcance. El reto de la ingeniería aplicada a este campo biológico, supone un desafío enorme: mejorar la aplicabilidad de los materiales ya existentes y/o encontrar nuevos materiales que sean más adaptables de acuerdo a las necesidades detectadas; además de mejorar los modelos en cuestiones de diseño a nuestro alcance que permitan explotar al máximo las características de nuestros materiales y los recursos en nuestro entorno.

Este trabajo se centró en realizar el estudio numérico a través de elementos finitos para todo nuestro análisis de la prótesis de cadera. Se partirá de un modelo de prótesis de cadera diseñado anteriormente [2], al cual le aplicaremos una parametrización geométrica para remodelar el cuello de la prótesis y mejorar el diseño. Posteriormente simularemos los modelos obtenidos con las cargas que generan las actividades cotidianas del usuario para

evaluar la resistencia a la rotura y en la última etapa simularemos la reabsorción ósea que producirían dichos modelos en la interfaz prótesis-hueso.

La remodelación ósea externa ha sido estudiada en modelos propuestos por Huiskes y Cols así como Beaupré y Cols, que explican la adaptación de la forma geométrica de los huesos como consecuencia del estado de cargas al que se encuentran sometidos [3]. En estos modelos se relacionan las propiedades mecánicas internas (módulo de elasticidad) con la geometría externa en función de la diferencia del estímulo mecánico [3].

Los estudios de Hanna Isaksson [4] acerca del mecano regulación y la regeneración ósea, nos brinda un panorama de incursión en la investigación, mediante la adaptación de parámetros necesarios para que el modelo de prótesis creado, permita la regeneración del hueso a través del aligeramiento del modelo con el material elegido además de disminuir al máximo posible la reabsorción ósea, partiendo del modelo creado por Huiskies y perfeccionado por Turner [4].

## 1.2. JUSTIFICACIÓN

Actualmente el número de requerimientos de prótesis de cadera, debido al aumento de incidencia de fracturas, no solo en personas adultas, sino que actualmente hasta en los jóvenes, han despertado un gran interés en los investigadores para crear nuevos prototipos que sean más adoptables por el cuerpo humano y con mayor periodo de vida útil.

Especialistas en rehabilitación post-operatorio en implantes de prótesis de cadera, así como médicos especialistas o médicos residentes en turno encargados de la constante revisión de los pacientes intervenidos, han constatado que estos sufren aflojamiento de las prótesis debido a una reabsorción ósea en la periferia prótesis - fémur, causando en las primeras etapas dolor en el paciente y a largo plazo, parálisis.

El reto de esta investigación se incursionó en la mejora del diseño mecánico explotando lo mejor posible las características de los materiales y herramientas al alcance.

Este trabajo utilizó la biomecánica computacional para conocer el efecto de la reabsorción en el modelo a proponer, pues esta permite realizar modelados realistas de los fenómenos físicos y mecánicos, así como los procesos presentes en seres vivos.

El reto es reemplazar los ensayos en gran escala por simulaciones numéricas para reducir costos económicos, ensayos en animales, así como obtener beneficios sociales. Por ejemplo, el considerable costo de la producción y ensayos de prototipos puede ser reducido o evitado, aplicando métodos de diseño. Su utilidad y potencial aplicabilidad depende del desempeño y confiabilidad de las predicciones generadas por modelado de sistemas físicos, aunado a esto, aplicar las técnicas de elemento finito y softwares de diseño permite tener resultados comparables.

A la fecha, en la revisión bibliográfica que se ha realizado acerca de las mediciones de reabsorción ósea que presentan los usuarios de prótesis de cadera son cuantiosas, así como las investigaciones que hacen referencia a la intención de mejorar los diseños en la búsqueda de reducir la osteólisis que sus modelos presentan, lo que nos hace constatar que este sigue siendo hasta la fecha un problema que necesita ser atendido. De esta necesidad surge la inquietud de crear un modelo más ligero que los existentes para lograr un acercamiento a las propiedades del hueso fémur, con mayor biocompatibilidad, con mejor adaptación y sin dejar a un lado la función del miembro a reemplazar, darle al usuario una calidad de vida mejor, libre del dolor, al momento anterior a requerir la prótesis garantizando un desarrollo de vida, en cuestión de actividades, con normalidad.

### 1.3. HIPÓTESIS

El diseño de una prótesis ligera que presenta un peso más aproximado al hueso, podría reducir la reabsorción ósea que tienden a inducir las prótesis tradicionales. Es por ello que un estudio numérico mediante el método de los elementos finitos acoplado a un modelo de reabsorción ósea es el más adecuado para analizar el comportamiento que tienen las prótesis de Ti-6Al-4V para mejorar el diseño de prótesis femorales.

## 1.4. OBJETIVO GENERAL

Realizar un estudio numérico mediante el método de los elementos finitos para analizar el comportamiento que tiene la aleación de Ti-6AL-4V respecto a la reabsorción ósea producto de la concentración de tensiones que produce la prótesis en el hueso.

### 1.4.1.OBJETIVOS PARTICULARES

- Rediseño de prótesis mediante parametrización geométrica.
- Implementar el modelo de regulación de Hanna Isaksson.
- Simular la reabsorción ósea producida por la prótesis femoral diseñada bajo las cargas generadas por diferentes actividades cotidianas.
- Obtener la relación entre las condiciones de carga vs zonas de reabsorción ósea.

## 1.5. APORTACIONES ESPERADAS

Dentro de las aportaciones que se pueden esperar del desarrollo de esta tesis están:

- Diseñar un modelo de prótesis con un menor peso que las prótesis tradicionales y mejorar su desempeño.
- Reducir los niveles de reabsorción ósea que presentan algunas prótesis tradicionales con el uso de nuevas prótesis de aleación Ti-6Al-4V.

## 1.6. METODOLOGÍA GENERAL

De manera general la metodología a seguir se basó en una recopilación exhaustiva de material bibliográfico de los avances en el desarrollo de prótesis, las complicaciones de las implantaciones, enfermedades, problemas de reabsorción etc. con el propósito de establecer el estado del arte y poder establecer las contribuciones al mismo. Se parte de un modelo de prototipo de prótesis realizado anteriormente donde en los resultados finales del proceso de diseño y análisis biomecánico se detectó que el modelo requería un remodelado en la zona del cuello femoral ya que esta representaba una zona de riesgo y de posible fractura.

Para el rediseño de la prótesis se parametrizaron las geometrías que componen la zona de riesgo detectada anteriormente (cuello femoral), tomando como base las geometrías que componen el modelo de prótesis inicial, mismas que fueron creadas a partir del dimensionamiento del hueso femoral obtenido con las imágenes médicas. Posteriormente se evaluó la resistencia de los modelos resultantes de la prótesis por elemento finito. En la Figura 1 se puede observar que el proceso de rediseño estuvo ligado con el estudio numérico ya que se obtuvieron diversos modelos que fueron probados bajo diferentes actividades y comprobar su resistencia mecánica.

El rediseño de la prótesis se realizó en ONSHAPE, un software de modelado sólido en la nube; y para el análisis de elemento finito se utilizó SIMSCALE, un software de análisis por elementos finitos en la nube. La implementación del modelo de reabsorción ósea se realizó en el software de simulación multifísica, COMSOL MULTIPHYSICS.

Finalmente, se analizaron los resultados obtenidos y se hizo una comparación de los diversos modelos de prótesis propuestos mediante los criterios de falla de von Mises y el modelo de reabsorción ósea de Hanna Isaksson. Lo anterior con la finalidad de establecer la viabilidad de los modelos propuestos para una posterior aplicación clínica.

En la Figura 1 se muestra de forma esquemática las cuatro etapas en las que se realizó este trabajo, destacando que las etapas dos y tres, además de estar relacionadas entre sí, conllevaron a la mayor carga de trabajo.



Figura 1. Metodología general implementada.

## CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO

### 2.1. INTRODUCCIÓN

La población en México ha ido aumentando a través del tiempo, de acuerdo al INEGI, en el año 2020 la población era de un total de 99 483 412 habitantes y en el nuevo reporte publicado el 25 de enero de este año se ve un aumento claro de población a 126 014 024 de los cuales 51.2% corresponden a mujeres y 48.8% a hombres. En las estadísticas publicadas este año pudimos observar que la población de 60 años y más pasó de 9.1% en 2010 a 12.0% en 2020, mientras que la población de 0 a 17 años disminuye de 35.4% en 2010 a 30.4% en 2020. Al aumentar la tasa de la población mayor de 60 años, se exige un reto general a los investigadores, ya que no solo es el aumento del porcentaje, sino que también se ve elevada la edad de esperanza de vida para ambos sexos, esto representa un reto en diversas ramas (social, económico, político, medico e innovación) para encontrar soluciones a los problemas que se presentan con el deterioro natural del cuerpo humano y permitir tener mayor calidad de vida de los adultos mayores [5].

El aumento en nuestra población adulta trae consigo diversos problemas de salud que tienen que ser atendidos y resueltos de las mejores maneras. La osteoporosis y la osteoartritis son enfermedades degenerativas que están presentes en la mayoría de este grupo de la población y es de vital importancia atenderlas ya que conllevan al deterioro que frustra el desarrollo de una vida plena para ellos.

De acuerdo con la revista biomédica MEDWave, la osteoporosis en México provoca principalmente en el adulto mayor fracturas de muñeca, seguido de las fracturas en cadera

mayormente presentes en mujeres que, en hombres, pero a diferencia de la primera, la segunda requiere propuestas modernas porque este tipo de fractura puede limitar en su totalidad el desempeño de una vida normal. Lo que nos hace reflexionar, e incursionarnos en encontrar mejores modelos de prótesis de cadera (ante las fracturas totales o parciales) que devuelvan la funcionalidad y permitan al paciente una mejor movilidad [6].

El principal problema que se aborda en este trabajo, se centra en que las enfermedades degenerativas del adulto mayor generan desgaste y/o fracturas en la cadera y nos lleva a la tarea de generar nuevos modelos, que con el uso de las herramientas que trae consigo la tecnología 4.0 se abre la puerta a realizar mejoras en el diseño mecánico, mediante el método de elementos finitos se puede contar con simulaciones más aproximadas teniendo como resultado modelos más eficientes.

Las prótesis son dispositivo que sustituye un miembro del cuerpo humano que procura devolver el movimiento y/o función de la parte faltante, es por ello, que el reto de mejorar los modelos de prótesis, en este caso de cadera, es para permitir mayor biocompatibilidad y biofuncionalidad cuando estas sean insertadas en el cuerpo. Para comprender el problema se establecerá más adelante algunos antecedentes fundamentales al desarrollo de la investigación.

En el desarrollo de este trabajo se abordarán las problemáticas de las prótesis actuales, dentro de las cuales se encuentra la reabsorción ósea, que es la causa principal del aflojamiento de este tipo de prótesis y el planteamiento de una solución mediante el diseño mecánico.

## 2.2. ESTADÍSTICAS DE FRACTURAS EN CADERA

La fractura de cadera, es un problema de salud en todo el mundo entre los adultos mayores. Se produce 1.6 millones de veces cada año a nivel mundial y más de 300 000 veces cada año en los Estados Unidos. Las consecuencias de la fractura de cadera pueden ser graves, así pues, el 20% de los pacientes mueren dentro del primer año de su fractura [7].

En México, como en otras partes del mundo, se está experimentando una transición demográfica y epidemiológica donde la esperanza de vida al nacer ha aumentado de manera importante, por lo que en nuestro país el número de ancianos es cada día mayor; en consecuencia, el número de fracturas de fémur proximal es cada vez más alto por la tendencia de las personas a desarrollar osteoporosis dándonos estadísticamente una relación osteoporosis-fractura para tener un panorama de la situación [8].

También en México, una de cada 12 mujeres y uno de cada 20 hombres mayores de 50 sufre una fractura de cadera por osteoporosis; sin embargo, se estima que debido al envejecimiento de la población, para el año 2050 el número anual de fracturas de cadera podría aumentar de 29 732 actuales a 155 874 fracturas al año: un aumento del 24% dentro de los próximos cuarenta años [8].

Se estima que la mayor parte de las fracturas se presentarán en países en desarrollo; se calcula que Asia y Latinoamérica serán las dos regiones que tendrá el mayor incremento [8]. Además, alrededor del 5% de las mujeres de más de 65 años ha sufrido una fractura de cadera. El riesgo de fractura de cadera en el resto de la vida en una mujer de raza blanca de 50 años se ha estimado, en Estados Unidos, en un 17.5%. En Europa esa cifra es mayor en los países nórdicos y menor en los mediterráneos [9].

Los datos de prevalencia para osteopenia y osteoporosis en América Latina son escasos en la actualidad. Sólo México y Argentina tienen estudios poblacionales. Un estudio realizado en Argentina reveló que una de cada cuatro mujeres mayores de 50 años tiene una densidad mineral ósea normal, dos padecen osteopenia y una padece osteoporosis.

Algunas cifras en México de estudios de prevalencia poblacionales tanto en hombres como en mujeres se representan en la Figura 2; los varones presentan masa ósea reducida y osteoporosis entre 39% y 44% en columna y cadera respectivamente, mientras que en las mujeres es 59% para ambas regiones. Las proyecciones de las fracturas de cadera en la región muestran que habrá un incremento importante de ellas para el año 2050 y se estima que en México la cantidad anual de fracturas de cadera aumentará de 29 732 en 2005 a 155 874 en 2050, sin cambios en tendencias seculares.

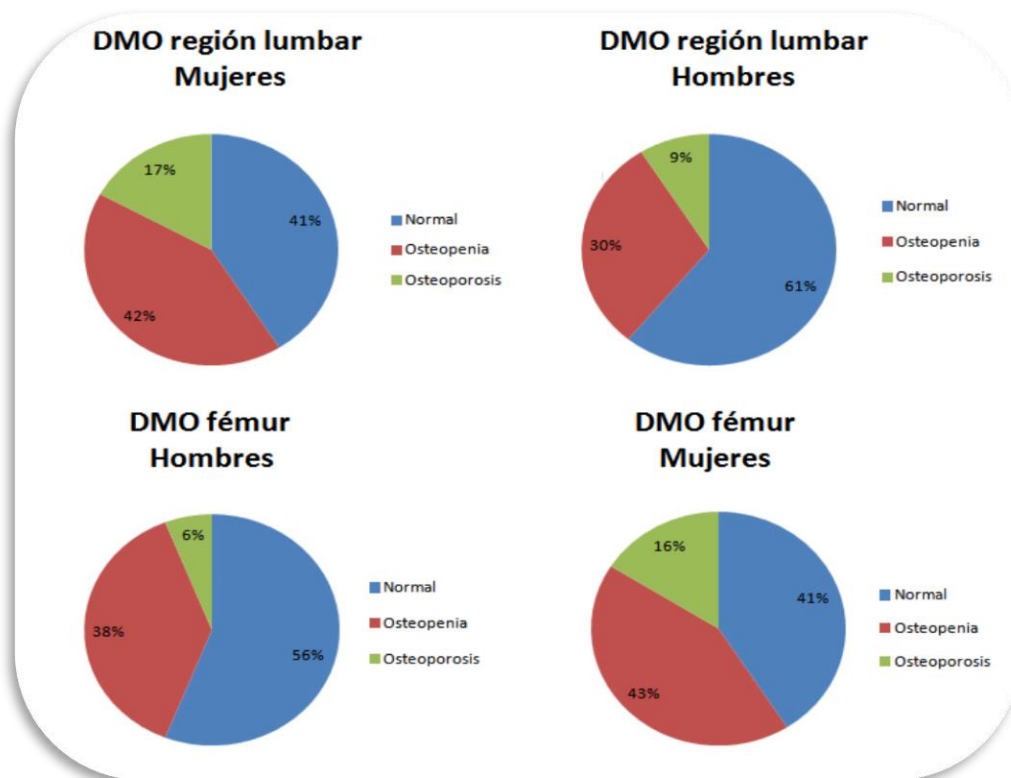


Figura 2. Representación de la densidad mineral ósea en mujeres y hombres[6].

El gráfico de la Figura 2 nos muestra los porcentajes de DMO en hombres y mujeres en 3 condiciones (normal, osteopenia y osteoporosis) en los gráficos superiores y los porcentajes de DMO FÉMUR en la parte inferior. Datos relevantes en diseños de prótesis, específicamente la del fémur ya que será el alojamiento del nuevo huésped.

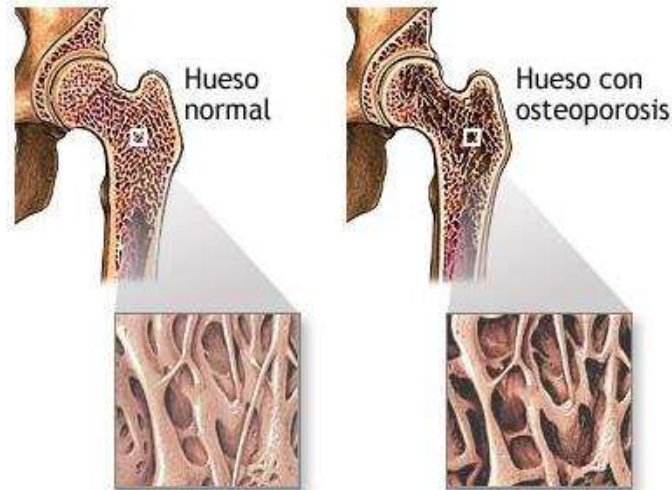
Además, en la Figura 2 podemos observar que las mujeres tienen un porcentaje más alto de padecimiento de osteopenia y osteoporosis, también puede leerse que dentro de las mujeres los porcentajes de osteopenia y osteoporosis en la región lumbar y fémur son prácticamente iguales mientras que en los hombres se puede ver un ligero aumento de la osteopenia en el fémur con respecto a la región lumbar, aunque también un pequeño descenso en el porcentaje de osteoporosis.

En otros países como Argentina se producen aproximadamente 34 000 fracturas de cadera anuales entre personas mayores de 50 años, con un promedio de 90 fracturas por día. Se estima que el número de fracturas de cadera por año en esta población casi se triplicará en 2050. En Brasil se presentan 121 700 fracturas al año aproximadamente y alcanzará la cifra de 160 000 fracturas anuales para 2050. En Colombia, se estima que se producen entre 8 000 y 10 000 fracturas de cadera anualmente, las que aumentarían a 11 500 para 2020 [8].

La fractura de cadera también a menudo coloca una profunda carga económica, social y emocional de pacientes y sus familias. Como se sabe, los principales factores que propician una fractura de cadera son: la osteoartritis, osteoporosis y las caídas.

La osteoartritis (OA) es la más común de las enfermedades reumáticas crónicas. Se manifiesta por dolor, deformidad e incapacidad funcional principalmente de las articulaciones con gran movilidad o que soportan peso.

En el caso de la cadera, en la OA coxofemoral el dolor se presenta principalmente al caminar y se irradia a los glúteos, región inguinal y rodillas. Por otro lado, la osteoporosis debilita los huesos y aumenta la posibilidad de fracturas. Cualquier persona puede padecer osteoporosis, pero es más común entre mujeres de edad avanzada. Casi la mitad de todas las mujeres y una cuarta parte de los hombres mayores de 50 años se fracturará un hueso debido a la osteoporosis [10].



**Figura 3. Comparación del hueso sano vs hueso osteoporótico [11].**

En la Figura 3 se muestra una comparación del hueso fémur de una persona normal y de una persona con la enfermedad de osteoporosis, observamos que en la persona enferma el hueso se vuelve más poroso lo cual lo hace más quebradizo por tanto propenso a sufrir fracturas hasta con movimientos bruscos ligeros.

### 2.3. ANATOMÍA ÓSEA

La palabra esqueleto significa materia seca, nada más erróneo en lo que al tejido óseo confiere. Nuestro esqueleto está formado mayoritariamente por tres tejidos: tejido conectivo denso, tejido cartilaginoso y tejido óseo, que sin duda poseen vida por lo que el conocimiento de su estructura y función es la base para comprender, diagnosticar y tratar enfermedades propias del esqueleto y las que influyen sobre él [12].

El tejido óseo forma la mayor parte del esqueleto humano que consta de 206 huesos de los cuales el fémur es el más largo y resistente. El esqueleto óseo es el armazón que soporta nuestro cuerpo y protege nuestros órganos internos, además de que en conjunto con los músculos y articulaciones facilitan el movimiento y equilibrio mineral. El sistema óseo es gran robustez y ligereza, es un tejido dinámico, continuamente en fase de remodelación.

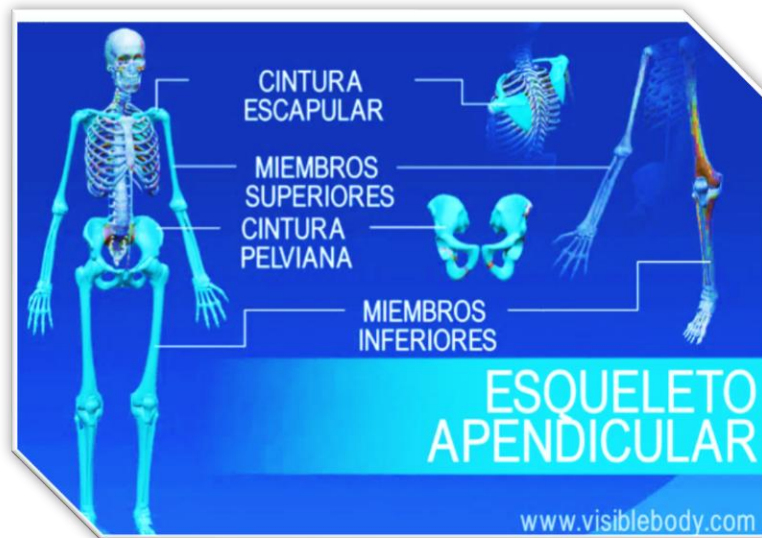
El esqueleto humano se divide en dos partes:

1. *Esqueleto axial* que incluye todos los huesos que forman las estructuras óseas a lo largo del eje largo del cuerpo (estructura ósea de la cabeza, esqueleto laríngeo, Columna vertebral). En la Figura 4 se pueden observar esquemáticamente los componentes generales, es importante mencionar que estos en conjunto con los órganos, músculos, piel etc. Representan la mayor concentración de peso en la cadera objeto de nuestro estudio [13].



**Figura 4. Componentes del esqueleto axial [13].**

2. *Esqueleto apendicular*. Los huesos del esqueleto apendicular son estructuras que se unen como apéndices al esqueleto axial (Caderas, hombros, brazos y piernas) [13]. Parte del estudio realizado se centró en esta parte del esqueleto humano, ya que el análisis se realizó sobre el efecto que generan las cargas del sistema locomotor superior sobre la cadera y su efecto en el miembro superior de la pierna (fémur). En la Figura 5 se puede observar los componentes del esqueleto apendicular tomando como interés particular la cintura pelviana y los miembros inferiores superior.



**Figura 5. Componentes del esqueleto apendicular [13].**

Posteriormente se detallará la anatomía de la cadera objeto de nuestro estudio, ya que esta es una subdivisión del esqueleto apendicular que requiere un enfoque especial del cual se tomaron datos importantes para el desarrollo de este trabajo.

### 2.3.1. Estructura y composición ósea.

Los huesos del esqueleto humano se clasifican según su morfología en:

- Corticales
- Trabeculares (esponjosos)

El hueso cortical forma la capa exterior de cada hueso. Es compacto, rígido y fuerte y tiene una alta resistencia a todas las cargas: flexión, axial y torsión, que son especialmente importantes en los ejes de huesos largos [14].

El hueso trabecular tiene un poro abierto menos denso, menos rígido matriz, que actúa como una estructura mecánicamente eficiente para soportar las capas corticales más delgadas en los extremos de los huesos largos y en las vértebras [14].

Los ejes de los huesos largos se conocen como diáfisis y los extremos expandidos como epífisis. Los finales de las epífisis están recubiertos con cartílago articular y otras superficies óseas están cubiertas por una capa de tejido blando bien vascularizada, conocida como periostio. El periostio aísla y protege el hueso de los tejidos circundantes y proporciona células para el crecimiento y la reparación de los huesos. Del mismo modo, las superficies internas de los huesos largos están revestidas por el endostio. La médula ósea es el tejido blando que llena la cavidad medular de los huesos largos y los espacios entre las trabéculas. Sirve como almacenamiento para las células precursoras, que participan en la reparación [14].

El tejido óseo también puede ser tejido o laminar. El hueso tejido se deposita rápidamente y tiene fibras de colágeno orientadas al azar y de baja resistencia. En adultos se observa principalmente en sitios de reparación, en las uniones de tendones o ligamentos y en condiciones patológicas. En contraste, el las fibras de colágeno en el hueso laminar están alineadas y son mucho más fuertes. El hueso tejido es principalmente reemplazado por hueso laminar durante el crecimiento o la reparación [14]. El hueso se compone principalmente de matriz extracelular (MEC), dividida en componentes orgánicos (colágeno tipo I) e inorgánicos (hidroxiapatita y carbonatos de calcio). La combinación de fibras orgánicas encerradas en una matriz inorgánica proporciona una estructura compuesta rígida y fuerte, en la que el mineral El componente resiste la compresión y las fibras de colágeno resisten la tensión y el cizallamiento [15]. El resto del esqueleto consta de células y vasos sanguíneos.

Hay cuatro tipos diferentes de células en los huesos humanos:

1. Osteoblastos
2. Osteoclastos
3. Células de revestimiento óseo
4. Osteocitos

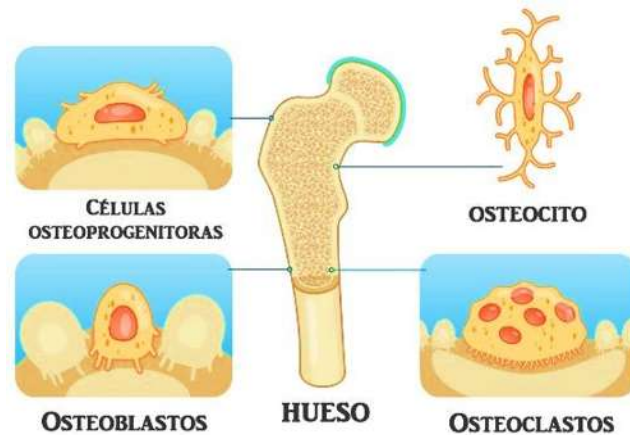


Figura 6. Células formadoras de tejido óseo [16].

Los osteoblastos son células formadoras de hueso. Ellos recubren las superficies de los huesos y producen osteoide. Los osteocitos son osteoblastos que se rodeó de una matriz ósea que crecía a su alrededor, formando una cavidad o "lagunas". Permanecen activos en el mantenimiento del hueso y se cree que regulan la remodelación ósea. Las células del revestimiento óseo, también llamadas preosteoblastos, se encuentran en las superficies periósticas y endósticas. Los osteoclastos son células multinucleadas cuya función es la ósea. reabsorción. Descomponen los huesos y liberan los minerales en la sangre [14]. Los osteoblastos, los osteocitos y las células del revestimiento óseo se diferencian del tallo mesenquimal células y osteoclastos de células madre [17]. En la figura 6 se puede observar de forma gráfica la ubicación de estas células que contribuyen en la formación de los tejidos óseo y que fueron descritas anteriormente.

Tanto el hueso cortical como el trabecular se organizan en estructuras básicas denominadas osteonas o sistemas de Havers, variando en cuanto a su organización en cada tipo de hueso [12].

Como sabemos tejido se renueva y se reabsorbe continuamente, gracias a la actividad de sus células específicas donde de la formación de tejido óseo nuevo les corresponde a los osteocitos, que son los osteoblastos maduros y desarrollan una actividad menor; y los osteoclastos, que se encargan de reabsorber o eliminar la materia ósea (Figura 6).

### 2.3.2. Formación y crecimiento del hueso.

El hueso se forma, crece y se reabsorbe continuamente, mediante procesos de remodelación. La formación de hueso ocurre por dos métodos, osificación intramembranosa y endocondral, ambos son prominentes durante la cicatrización ósea [18].

La osificación intramembranosa ocurre durante la formación de los huesos "planos", se forma directamente a partir de tejido mesenquimal básicos por diferenciación de preosteoblastos en osteoblastos que depositan osteoide. La formación de hueso intramembranoso se produce como un crecimiento oposicional en las superficies óseas, por lo que va aumentando su ancho [14].

La osificación endocondral ocurre en la formación de huesos largo y en su crecimiento. El hueso se desarrolla a partir del cartílago, que se calcifica a lo largo de un frente y es reemplazado por hueso a medida que los capilares sanguíneos lo atraviesan, proporcionando hueso formando de células [14].

Aproximadamente el 5% del esqueleto está siendo remodelado o renovado en cualquier momento. La remodelación es un proceso de reabsorción seguido de reemplazo de hueso, con pocos cambios en forma, y ocurre a lo largo de la vida. Un grupo de osteoclastos perfora un túnel en el hueso, creando un cono. Detrás de la punta, los osteoblastos llenan el cono con nuevo hueso de células vivas, conectado a los capilares dentro del canal. La remodelación libera calcio y repara los micro-daños. También es responsable de adaptación ósea al entorno mecánico[19] lo que resulta en un engrosamiento óseo en regiones de mayor esfuerzo y adelgazamiento de los huesos en regiones de menor esfuerzo.

### 2.3.3. Fractura de huesos.

Una fractura es la pérdida de continuidad de un hueso; varía desde la fisura hasta el estallido con presencia de varios fragmentos y sucede cuando se excede los límites propios en el esfuerzo-deformación del hueso [20]. Una fractura interrumpe el suministro de sangre y

causa daño a los tejidos circundantes, lo que resulta en hemorragia, anoxia, muerte celular e inflamación aséptica [21]. La mayoría de las fracturas son causadas por traumatismos físicos. El riesgo de fractura puede aumentar cuando las condiciones médicas, como la osteoporosis o el cáncer, debilitan los huesos.

#### 2.3.4. Reparación de fracturas óseas.

El hueso humano tiene la capacidad de regenerarse a sí mismo, lo cual hace que este pueda repararse por sí mismo a través del tiempo. Una vez que se somete al proceso de remodelación se puede hablar que existen dos tipos de formas en reparación de fracturas; en la **primera forma** de curación conocida como curación directa, se involucra la formación de hueso intramembranoso y la remodelación cortical directa sin formación de tejido externo (callo). Esta solo ocurre cuando hay una combinación de reducción anatómica, pequeños desplazamientos de huesos, generando ligeros espacios que estén en contacto directo con los extremos del hueso cortical fracturado [4], [22]. Las osteonas son unidades estructurales que contienen masa sólida, cada osteona está formada por un conjunto de laminillas concéntricas de tejido óseo compacto que rodean a un conducto central, llamado conducto o canal de Havers, cuyo eje longitudinal es paralelo al eje longitudinal del hueso estas viajan a lo largo de la longitud del hueso, pueden cruzar el sitio de la fractura y cerrar el espacio, colocando cilindros de hueso. Poco a poco, la fractura se cura mediante la formación de numerosas osteonas. Eso generalmente es un proceso lento que puede tardar meses o años hasta que se completa la curación.

La **segunda forma** de curación ocurre en presencia de algunos movimientos interfragmentarios y es el proceso por el cual las fracturas curan naturalmente. Implica una secuencia de procesos de diferenciación tisular mediante los cuales los fragmentos óseos se estabilizan primero por un callo externo [4]. La recuperación de la fuerza ósea es generalmente más rápida que en la cicatrización primaria. El proceso de reparación ósea por curación secundaria se puede dividir en tres etapas superpuestas:

##### 1. Fase inflamatoria

2. Fase reparadora
3. Fase remodeladora

La *fase inflamatoria* comienza simultáneamente con la aparición de la fractura. Durante el trauma, los vasos sanguíneos, el periostio y los tejidos blandos circundantes se rompen y se forma un hematoma (pañó de sangre). El hematoma sirve como una fuente importante de células hematopoyéticas y plaquetas que inician la respuesta inflamatoria, con la inflamación aparecen las células mesenquimales, que se originan en el periostio, endostio, médula ósea y posiblemente la vasculatura del tejido muscular que rodea el hematoma [23], [24] además migran hacia la región de la fractura. Las células mesenquimales proliferan, para luego diferenciarse y bajo vías específicas convertirse en fibroblastos, condrocitos u osteoblastos, que generan tejido fibroso, cartílago y hueso, respectivamente.

La *fase de reparación* se puede dividir en la formación de callos duros (intramembranosos osificación) y la formación de callos blandos (osificación endocondral) [4],[24]. Una vez que la el suministro de sangre ha comenzado a restablecerse y las células mesenquimales han invadido la fractura comienza la formación de callos. La fase de formación de callos duros también es conocida como **osificación intramembranosa**. En esta fase el primer hueso que se forma se coloca debajo del periostio. Esta rápida formación del hueso tejido comienza a varios milímetros del espacio de la fractura [24]. El hueso es producido por células osteoprogenitoras y ocurre dentro del hematoma cuando un grupo de las células mesenquimales comienzan a producir osteoide en un centro de osificación. La osificación se extiende progresivamente desde la superficie ósea, empujando el tejido blando circundante. lejos. El hueso mineralizado reemplaza al osteoide y, a medida que los centros de osificación se expanden, y posteriormente se fusionan [4].

La **osificación endocondral** es la fase donde se forman callos blandos; esta ocurre en y alrededor de la fractura. El callo blando consiste en tejidos conectivos fibrosos y / o cartilagosos que se han diferenciado de las células madre mesenquimales. Durante esta etapa, los condrocitos dentro la matriz prolifera y genera tejido cartilagosos. Eventualmente,

estos condrocitos hipertrofia y el cartílago se calcifica. El cartílago calcificado actúa como estímulo para el crecimiento de nuevos vasos sanguíneos [25]. La formación de cartílago generalmente comienza en los extremos del hueso cortical y se expande radialmente. La formación ósea ocurre paso a paso hacia el plano de la fractura. La formación de hueso endocondral es dependiente de la existencia de capilares sanguíneos, que se originan en el callo perióstico.

La *fase de remodelación* resulta después de que se ha producido la formación de puentes óseos del callo y se han reunido los extremos de la fractura, los procesos de la remodelación y reabsorción ósea se convierten en las actividades dominantes en el callo. El hueso tejido se reemplaza gradualmente por hueso laminar [26]. Finalmente, la remodelación osteonal del tejido óseo recién formado y de los extremos de la fractura se restauran a la forma original y la estructura laminar del hueso [24].

### 2.3.5. Requisitos para la remodelación ósea.

La reparación de la fractura está influenciada por muchas variables, incluida la estabilidad mecánica, el medio ambiente, factores bioquímicos y suministro vascular. Sin embargo, las interacciones bioquímicas y mecánicas se reconocen como las más importantes.

El sistema óseo tiene una capacidad de reparación y remodelación de fracturas por sí mismo, son procesos sumamente complicados que se presenta desde un nivel celular organizado. Una persona que cuenta con los requisitos de nutrición adecuados, el ambiente indicado y gozante de una salud plena tiende a presentar las mejores características para la recuperación en alguna fractura causada por impactos mecánicos externos de forma natural.

No obstante, una persona con edad avanzada, que tiende a presentar alguna enfermedad de los huesos como la osteoporosis y/u osteoartritis presentara dificultad en la naturalidad de la reparación ósea provocando que muchas fracturas como la de cadera, por mencionar alguna,

resulten en una factibilidad de manejo, por lo que se tiende a optar por la implantación de prótesis, en la búsqueda de devolver el movimiento del miembro fracturado.

En esta incapacidad de remodelación ósea natural y como alternativa de solución, al proponer la sustitución del miembro por una prótesis implica grandes estudios para promover la osteointegración de los miembros, lo cual quiere decir, que los modelos de prótesis tienen que responder de buena forma a los estímulos mecánicos sin provocar desequilibrios internos y que los materiales sean favorables a la formación de hueso en la periferia para lograr una buena fijación a través del tiempo [4].

## 2.4. ANATOMÍA DE LA CADERA

La cadera o la unión coxofemoral es la unión entre el tronco y el sistema locomotor del cuerpo humano, relacionando el fémur con el hueso coxal y sus funciones principales son:

1. Soportar el peso corporal
2. Orientar el fémur en todas las direcciones posibles

Para facilitar el estudio, el cuerpo humano se considera en cierta posición de referencia, la

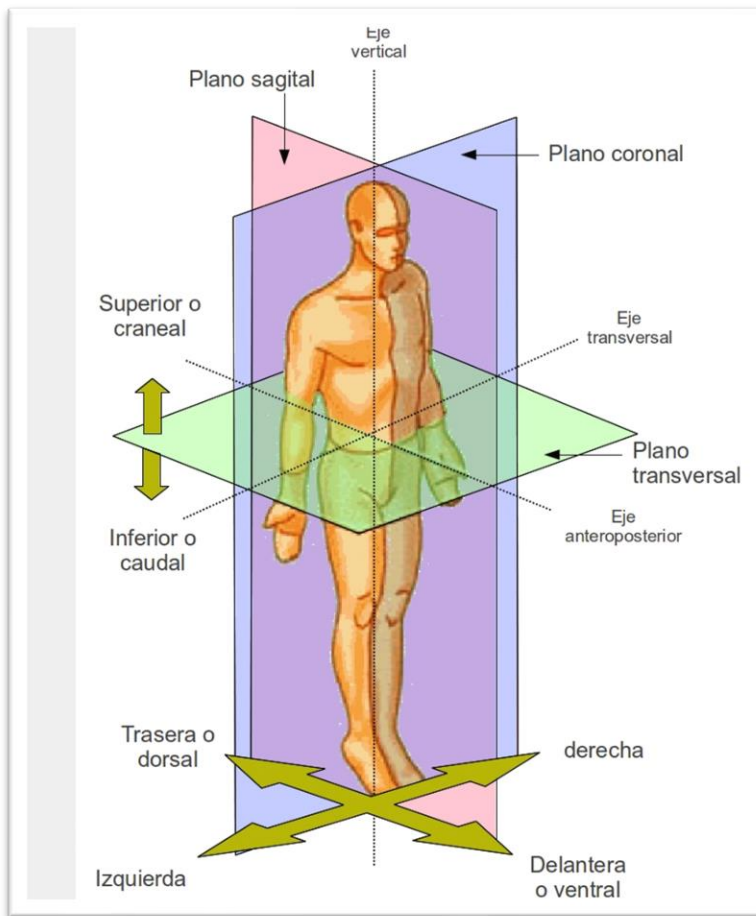


Figura 7. planimetría anatómica.

cual consta de la postura erecta o en pie del cuerpo, de frente a nosotros, con las extremidades superiores pendientes a los lados del tronco y con las palmas de las manos hacia delante; las extremidades inferiores juntas, hacia delante y la cabeza hacia con la mirada hacia enfrente (Figura 7). En estas condiciones se mostrarán a nuestra consideración los siguientes planos que limitan partes correspondientes del cuerpo: El *plano transversal* es el que divide la parte superior de la

inferior, nuestro interés en este plano se sitúa justo donde se ubica la unión coxofemoral.

El *plano sagital* divide el cuerpo humano en izquierda y derecha, en nuestro caso de estudio divide la unión coxofemoral izquierda y unión coxofemoral derecha y el plano que divide en anterior (ventral) y posterior (dorsal) es *el frontal*, que en nuestro enfoque nos permitirá identificar los músculos, articulaciones etc. que tienen acción en esta cara (como en las otras) para el posterior análisis biomecánico de la prótesis.

La identificación de los planos anatómicos es de importancia, ya que los modelos a realizar requerirán del manejo de ellos, así como su implementación e interpretación de datos ya que

la cadera tiene movimiento en estos tres planos y brindan los movimientos: *flexión-extensión*, *rotación externa e interna* y *abducción-aducción* [27].

Enfocándonos en el tema de la anatomía de la cadera, es importante clarificar los conceptos que refieren a ella, entonces debemos decir **que la cadera es una articulación esférica que está formada por una cavidad articular llamada acetábulo, que es parte del hueso grande de la pelvis y también la conforma la cabeza del fémur que es esferoidal situada el extremo superior del hueso del muslo**. La pelvis funge como intermediario, a través de ella se realiza la unión del miembro superior del cuerpo humano con el miembro inferior, la cadera entonces es la unión del hueso fémur a la pelvis por medio de la cabeza femoral que embona en el acetábulo de la pelvis, ver Figura 8 [28].

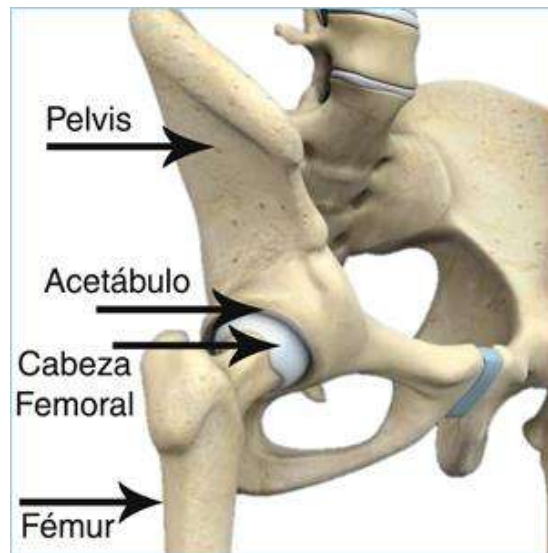


Figura 8. Componentes principales de la unión fémur-pelvis [29].

El acetábulo y las superficies óseas de la cabeza femoral están cubiertos con cartílago articular, que es un tejido de característica suave que reviste y amortigua los extremos de los huesos lo que les permite moverse adecuadamente [30].

La membrana sinovial es otro componente de la cadera, es un tejido fino que rodea la articulación de la cadera esta se encarga de generar cierta cantidad de líquido lubricante del cartílago para eliminar la fricción durante el movimiento de la cadera [31].

Un componente adicional son los ligamentos, que son tejidos elásticos que conectan la cabeza femoral a la cavidad (acetabular) que le brindan la estabilidad a la articulación.

#### 2.4.1. Cargas en la unión coxofemoral.

Es sabido que las cargas que actúan sobre la unión coxofemoral son las más altas en el cuerpo humano; de hecho, en la toma de una postura bipodal, la concentración de las cargas sobre la unión es del 62% del peso corporal.

En el caso de la postura monopodal las consideraciones son diferentes, en lo cual se encuentra que en el caso estático de la postura que la carga resultante en la articulación depende principalmente de:

- El peso de la extremidad levantada, que corresponde al 19% del peso corporal
- El movimiento del centro de gravedad
- El peso del tronco.

Cuando una persona se pone en marcha la articulación de la cadera está sujeta a una fuerza resultante del producto cruzado entre el peso corporal y el momento generado por la contracción del músculo abductor, en la cantidad de 5-7 veces el peso corporal [32].

#### 2.4.2. Causas de las fracturas de cadera.

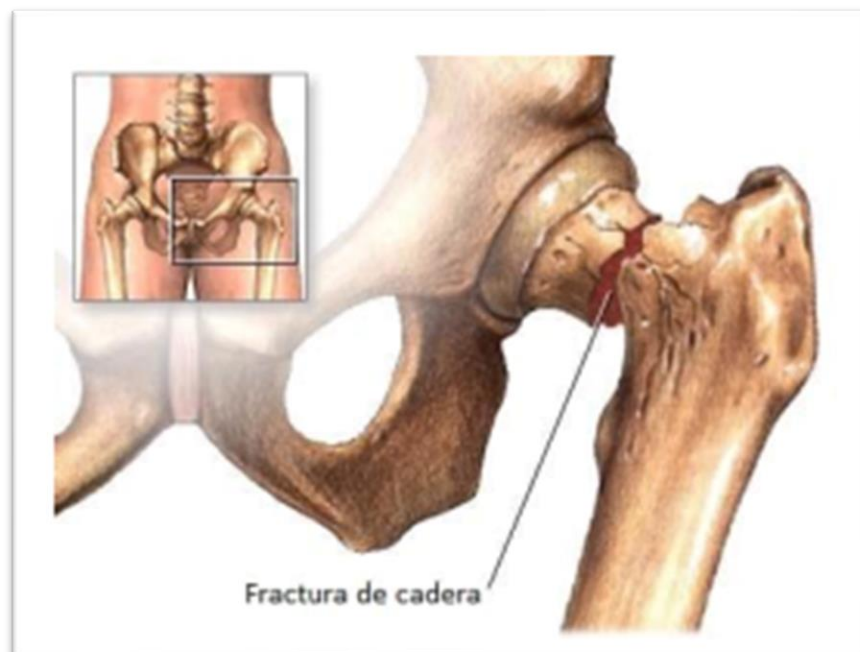
Las fracturas de cadera pueden ocurrir en el extremo superior redondeado (cabeza) del fémur, en la parte estrecha del fémur justo por debajo de la cabeza (cuello), o en la zona más amplia situada justo por debajo del cuello. Las fracturas de cadera producen dolor excesivo en la cadera y en la pierna inmediata afectada, además de imposibilitar el movimiento de la persona.

Las causas principales de las fracturas en la cadera son básicamente dos:

1. Traumatismo a causa accidentes
2. Traumatismo a causa de enfermedad

En el primer caso de fractura causado por accidentes, las fracturas presentadas son el resultado de que la fuerza generada en el impacto supero la resistencia mecánica del hueso sin importar la dirección en que esta fue aplicada. Los accidentes pueden ser de diferentes tipos como accidentes vehiculares, accidentes deportivos, accidentes productos de las actividades cotidianas, de cualquier tipo, pero que comparten en común, que cualquiera que allá sido el causante tiene que provocar una fuerza capaz de fracturar algún miembro del cuerpo humano [9]. Estos pueden afectar a cualquier persona sin importar edad, sexo, raza, y peso pero que si pueden presentar mayor incidencia y/o gravedad de acuerdo al edad o peso.

En el segundo caso de fracturas a causa de enfermedades se presentan generalmente en personas de la tercera edad ya que el proceso de regeneración ósea a través del tiempo tiende a ser más lento [7],[10]. Este problema esta agravado en ciertos grupos de riesgo de la tercera edad que presentan enfermedades como la osteoporosis o la osteoartritis [5],[33]; las personas que presentan estas enfermedades presentan un debilitamiento y desgaste de los huesos, limitando su funcionalidad, generando inflamación constante sin la regeneración adecuada lo que hace más propenso los huesos a fracturas inminentes ante cualquier pequeño estímulo.



**Figura 9. Fractura de cadera [34].**

La osteoartritis es un tipo de artritis de "desgaste y desgaste" relacionado con la edad que suele aparecer en personas mayores de 50 años, y en algunos casos en personas con antecedentes familiares de artritis [33],[35]. Esta enfermedad implica que el cartílago que amortigua los huesos de la cadera se desgaste; por consiguiente, los huesos se frotan entre sí, causando dolor de cadera y rigidez.

En la Figura 9 podemos observar la zona más común donde se presenta fractura de cadera que corresponde al cuello femoral, esta es independiente del factor que la origina pero que es más recurrente en personas de la tercera edad. La mayoría de las fracturas de cadera se producen justo por debajo de la cabeza del fémur.

Existen dos tipos principales de fracturas de cadera:

- Las del cuello femoral (subcapital), que se producen en el cuello del fémur.
- Las pertrocantéreas (también llamadas intertrocantéreas), que pasan por las protuberancias óseas situadas justo por debajo del cuello [36].

Las fracturas de cadera también pueden ocurrir en la cabeza del fémur o por debajo de las grandes protuberancias óseas, denominándose entonces fracturas subtrocantéreas [36]. La fractura del cuello del fémur es particularmente problemática, puesto que suele interrumpir la irrigación hacia la cabeza del hueso. Sin una buena irrigación sanguínea, el hueso no puede volver a juntarse, y finalmente se destruye y muere (lo que se denomina osteonecrosis) [24]. Las fracturas pertrocantéreas de cadera raramente interrumpen el suministro de sangre a la cabeza del fémur. La superficie de fractura del hueso puede sangrar, pero no lo suficiente para causar problemas graves. Estas fracturas normalmente son consecuencia de una caída o un golpe directo.

Cuando se presenta una fractura leve en la cadera, si se es joven y no se tiene ninguna enfermedad degenerativa ósea se puede optar por la regeneración natural, aunque esta tendría repercusiones en el movimiento natural del paciente, inclusive limitar sus actividades

cotidianas, ya que esta tendrá una calcificación de acuerdo a la zona fracturada y al largo plazo acarreará problemas en diferentes miembros del cuerpo como espina dorsal y piernas al modificar la distribución de cargas sobre la cadera. Por tanto, tanto en pacientes jóvenes como adultos la solución recomendada es la cirugía para el remplazo parcial o total de uno o varios miembros de la cadera en el cual se opta por el implemento de PRÓTESIS DE CADERA.

Al optar por la cirugía se garantiza que el paciente recupere lo más pronto posible el movimiento, eliminando el dolor y permitiendo que, con la debida rehabilitación vuelva lo más pronto posible a su vida cotidiana.

### 2.4.3. Prótesis de cadera

En la artroplastia básicamente se crea una articulación artificial con el objetivo de recuperar el movimiento y movilidad de una articulación totalmente atrofiada o también porque la movilidad está muy limitada y está la hace inservible, la se inserta por medio de una intervención quirúrgica. Pero para diferenciar una artroplastia de una escisión o resección [37],[38] es necesario que esta sea estable, además de recuperar la movilidad.

En este sentido, la prótesis de la cadera es un elemento artificial que, mediante la intervención quirúrgica para su implantación permite recuperar la movilidad natural del paciente, eliminando el dolor en la unión coxofemoral permitiendo la orientación del fémur en todas direcciones posibles.

Las prótesis de cadera a diferencia de otras, deben soportar los esfuerzos en actividades normales, caminar o subir escaleras, las cuales supera cuatro veces el peso corporal del individuo implantado y en algunos casos 10 veces, por ejemplo, ante un tropezón.

### 2.4.3.1. Historia de la evolución en las prótesis de cadera.

Históricamente la necesidad del hombre a encontrar soluciones a los problemas presentados en la vida cotidiana, de cualquier índole, llevo a los investigadores a plantear una solución a los problemas referentes al desgaste y/o fracturas de cadera, hecho que conlleva a crear la artroplastia total de cadera. Las técnicas, las formas y los materiales fueron evolucionando al mismo paso del tiempo el cual permitía el acceso a nuevas herramientas que permitían ir realizando modelos cada vez más sofisticados y más cercanos a los resultados requeridos.

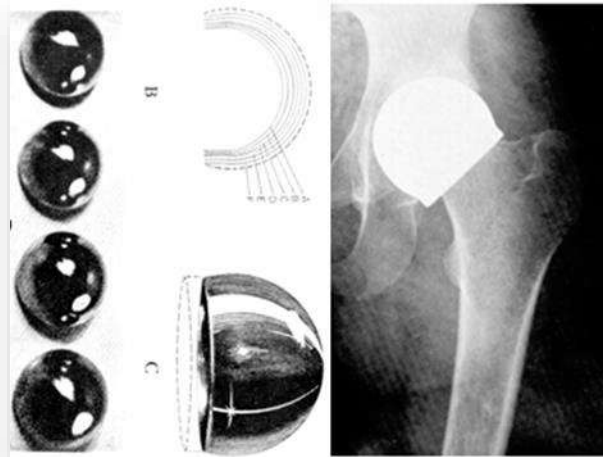
Los primeros excursionistas en las artroplastias de cadera datan desde el año 1860 donde en sus experimentaciones proponen el uso de diferentes materiales para lograr las primeras **“Artroplastias por interposición”** [39]. A continuación, en la Tabla 1 podemos observar el orden cronológico y los aportes realizados por cada personaje.

**Tabla 1. Aportes en la artroplastia por interposición.**

AÑO	AUTOR	MATERIALES DE TRABAJO
1860	Verneuil	Tejidos blandos periarticulares, tejido muscular, grasa y fascia
1902	Murphy	Colgajos musculares, fascia rodeada de grasa y fascia
1912	Robert Jones	Materiales inorgánicos como láminas de oro
1913	Loewe	Piel
1918	Baer	Submucosa de vejiga de cerdo
1926	Campbell & MacAusland	Injertos de fascia lata

Entre el año de 1918 y 1926, surgió el aporte más importante a la artroplastia de cadera en el año de 1923 cuando se introdujo el concepto de **“artroplastia de molde”** como una alternativa a la membrana de interposición propuesta por Smith-Petesen. El procedimiento pretendía restaurar las superficies articulares dañadas mediante la exposición del hueso esponjoso en la cabeza femoral y colocación de una cúpula sobre la misma. Smith-Peterssen tuvo una gran inquietud en la investigación de este tipo de artroplastia trabajando con diversos materiales desde 1923 como la celulosa por sus grandes propiedades elásticas y de resistencia mecánica. Realizo pruebas con materiales diversos como el pirex (1933), la baquelita (1937) y el vitalium (1938). Con el desarrollo de este último material con 65%

cobalto, 30% cromo, 5% molibdeno, y otras sustancias Peterson desarrollo las primeras cúpulas o cotillos de las prótesis de cadera. En la figura 10 se puede observar la forma que tenían estas primeras capsulas.



**Figura 10. Primeras capsulas de Peterson [39].**

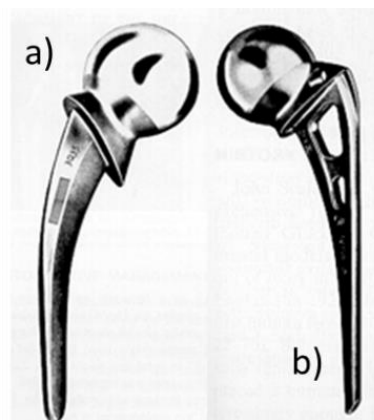
Estas cupulas inicialmente se colocaban por encima de la cabeza femoral desgastada con el objetivo de eliminar los dolores que la fricción provocaba. En la figura 10 del lado izquierdo se puede observar la forma y distintos tamaños que estas tenían y del lado derecho una RX de la cúpula puesta sobre la cabeza femoral [39].

En 1957 los hermanos Judet desarrollaron el primer modelo de prótesis de cadera que consistía en un vástago corto con una cabeza femoral inicialmente de material acrílico. Las pruebas de este material resultaron en una destrucción ósea producto de una reacción tisular debido a la fragmentación paulatina del material acrílico. En la Figura 11 se muestra la forma que tenía el primer modelo de prótesis como tal propuesto por los hermanos Judet [39].



**Figura 11. Primer modelo de los hermanos Judet [39].**

A la par del desarrollo de la prótesis de los hermanos Judet, en Estados Unidos de América entre 1950-1960, Fred Thompson y A.T. Moore, trabajaban en el diseño de **endoprótesis** metálicas con vástagos medulares para la fijación esquelética, ambos con la mejor aceptación dentro de la comunidad. EL diseño de ambos científicos consistía en vástagos más largos que permitían la transmisión de fuerzas de soporte de peso a lo largo del eje del fémur evitando las fuerzas de cizallamiento a nivel del cuello femoral como sucedían en la prótesis de acrílico de los hermanos Judet [39].



**Figura 12. Endoprótesis metálicas (1950-1960). a) Prótesis de Fred Thompson, b) Prótesis de Moore [39].**

En la Figura 12 podemos observar las formas que tenían las endoprótesis metálicas de Thompson y Moore, destacándose la Moore, por tener ciertas perforaciones en el vástago en

la idea de reducir el peso de la prótesis y permitir la creación de cartílago al largo plazo para mejor fijación.

Hasta este momento en la historia de las prótesis de la cadera, las artroplastias realizadas únicamente eran del tipo parcial. El problema principal del uso de este tipo de prótesis era la erosión del hueso en el lado acetabular hecho que dio paso al desarrollo de las “Artroplastias totales de cadera” [39].

La primera prótesis para realizar la artroplastia total de cadera fue el modelo presentado por Wiles por los años 1950-1960, pero su modelo con una edad para este entonces de 12 años. Pero este no es reconocido para esta época. Los modelos reconocidos como los ideales para realizar la artroplastia total de cadera fueron los realizados por McKee y Farrar. Estos últimos tomaron como referencia el vástago realizado por Thomson y ellos realizar un modelo de cotilo sin cementar metálica, dando paso a una modelo de prótesis totalmente metálica. Posteriormente modificaron el material a una aleación de cromo-cobalto además de que adelgazaron el cuello de su modelo original dando paso al modelo que se ve en la Figura 13 [39].



**Figura 13. Prótesis McKee-Farra [39].**

Al mismo tiempo que en Estados Unidos de América se concentraban en el desarrollo de nuevos modelos de prótesis, en Moscú, K.M. Sivash implantó en 1959 el primer cotilo sin cementar de una articulación metal-metal, estas seguían la tendencia en el acero como material de fabricación, pero posteriormente fue modificado a Cobalto.

En Inglaterra, en 1964, Ring desarrollo un cotilo sin cementar atornillado a la pelvis, con articulación metal-meta, además de que utilizo el modelo de prótesis de Moore para realizar su ensamble total.

Todas estas prótesis utilizaban el par metal-metal como par de fricción y en general no dieron un resultado satisfactorio, con una incidencia inaceptable de dolor y aflojamiento temprano.

En Inglaterra surgió el gran auge de la artroplastia total de cadera con los aportes de Sir John Charnley que fue el primero en introducir los términos de “artroplastia de baja fricción”, alteración quirúrgica de la biomecánica de la cadera, lubricación, materiales, diseño, introducción del flujo laminar en los quirófanos etc.

Uno de los grandes aportes de Charnley fue el uso de cemento acrílico fraguado al frío (polimetilmetacrilato o PMMA) para la fijación al hueso de los componentes protésicos. Además en el año de 1960 insertó una prótesis de Moore y recubrió el acetábulo con una cáscara fina de teflón pues había descubierto que el coeficiente de fricción de una bola de acero contra el politetrafluoretilo se aproximaba a las articulaciones normales.

Más adelante cementó tanto el vástago femoral como la copa de plástico con cemento (PMMA) para fijar con seguridad los componentes en el hueso y transferir las fuerzas de un modo más uniforme.

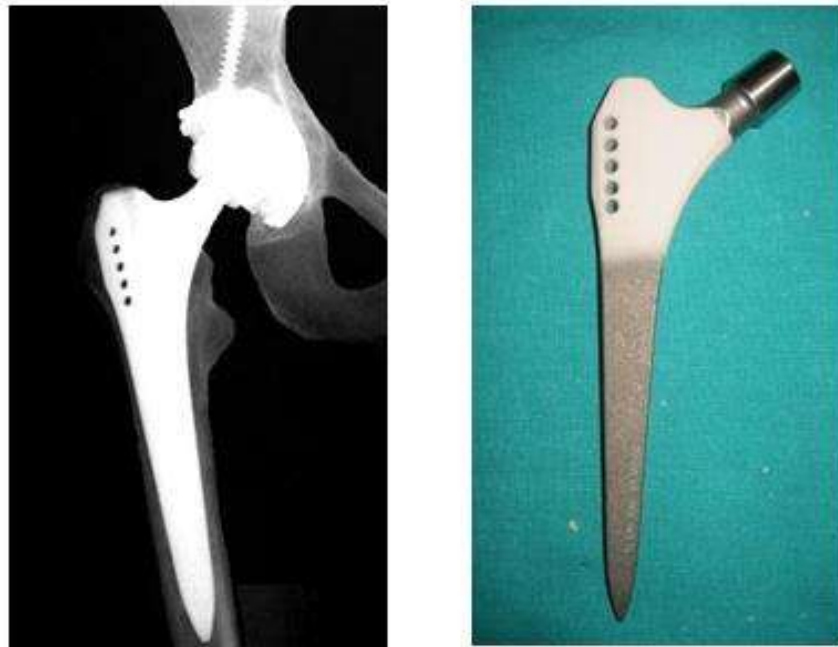
Modificó el diseño del componente femoral y redujo el tamaño de la cabeza femoral desde los 40 mm o más de la prótesis de Moore a los 22.2 mm (7/8 de una pulgada) como esfericidad óptima para reducir la resistencia al movimiento al disminuir el momento o brazo de palanca de la fuerza de fricción. Charnley comprendió que con la cabeza más grande era menor la presión por unidad de superficie y por lo tanto menor el desgaste, pero consideró más importante disminuir el par de fuerzas de fricción y empleó una pared más gruesa de copa

acetabular. Objetivó la presencia de desgaste en el polietileno, pero no le dio importancia, siempre que éste se mantuviese en unos límites de 0.1 mm al año.

Hoy en día la prótesis de Charnley es utilizada para evaluar el rendimiento de otras artroplastias, que, aunque en aquellos años no era el modelo más óptimo, sirvió de parteaguas para el desarrollo de nuevos modelos.

Los investigadores siguieron avanzando en la creación de modelos con diferentes materiales como las aleaciones de cromo-cobalto, aleaciones de titanio que las hacían más resistentes y más compatibles. Modificaron en diversas ocasiones el tamaño de la cabeza femoral, propusieron materiales cerámicos, hicieron diversas combinaciones entre materiales del vástago y cabeza femoral. Esto en el intento de eliminar el uso del cemento para la fijación de los componentes protésicos introduciendo nuevas técnicas de fijación como son el bloqueo mecánico (press-fit), el recubrimiento poroso del vástago para aumentar su superficie específica en un intento de que el crecimiento óseo fije el vástago, y el recubrimiento de los componentes con hidroxiapatita para intentar que el tejido óseo se una químicamente a la hidroxiapatita, y que sea dicha unión la que produzca la fijación del implante.

En la Figura 14 se muestra una prótesis visiblemente más ligera, más estética, más funcional producto de la innovación a través del tiempo. Al eliminar el cemento para su fijación, implica un modelo más sofisticado para su bioadaptación. Se puede observar en la imagen de la izquierda que el acetábulo es de un material de polietileno que en conjunto con la prótesis de acero generan el par propuesto por Charnley en el que se reduce el coeficiente de fricción acercándose más a los valores de las articulaciones reales.



**Figura 14. Prótesis no cementada. Par polietileno-metal [39].**

La revolución tecnológica que se ha vivido posterior de los años 1990 ha permitido acceder a nuevas técnicas para crear nuevos materiales, mejores herramientas de diseño y sistemas de cómputo sofisticados que permitieron mejorar los materiales y formas de cementación, esto a través de técnicas de centrifugación y vacío para reducir la porosidad, además de técnicas de inyección a presión para el llenado del conducto medular que garantizan una mejor deposición del cemento.

El desarrollo de nuevos materiales y técnicas son los factores que han revolucionado las artroplastias de cadera, teniendo a la fecha, distintas técnicas de implantación como son prótesis cementadas, no cementadas, prótesis de vástago corto-mediano-largo, prótesis con recubrimiento, prótesis con par cerámico-metal, prótesis con par poliuretano-metal etc.; todas ellas con mayor aceptación unas sobre otras dependiendo los casos de implantación.

Los problemas propios del desarrollo de las prótesis totales de cadera, tales como la infección y la rotura de los vástagos, han sido resueltos en su mayor parte. En la actualidad las principales preocupaciones se han hecho evidentes al aumentar la vida media de las artroplastias totales de cadera mejorando su calidad y funcionalidad.

Pero uno de los problemas que aún no ha sido resuelto en cuanto a los problemas post implantación de la prótesis es el aflojamiento de los componentes protésicos producto de la reabsorción ósea debida a que con el paso del tiempo se ha visto que el desgaste de la superficie de carga y la pérdida de substrato óseo, consecuencia de la actividad osteolítica como respuesta a partículas de desgaste. Esto implica una segunda preocupación ya que la problemática surge de la mala distribución de las cargas sobre la prótesis, ello nos lleva a proveer nuevos modelos que reduzcan el efecto de reabsorción ósea sin descuidar las propiedades mecánicas que estas deben cumplir además de procurar la biocompatibilidad, biofuncionalidad, bioadaptación que permitan a los usuarios una mejor calidad de vida realizando sus actividades con normalidad, lejos del dolor.

#### 2.4.3.2. Elementos de una prótesis de cadera.

Las prótesis de cadera suelen estar conformadas por dos partes: el componente femoral y el componente acetabular. A su vez cada uno de los componentes tiene elementos que lo conforman. El componente femoral está formado por un vástago que va introducido en el hueso femoral y por una cabeza o cúpula que es el contacto directo con el componente acetabular. El componente acetabular está conformado únicamente por un cotilo que lleva en su interior un recubrimiento de teflón o polimérico para reducir la fricción.

Los elementos que corresponden a los componentes femorales son los comprendidos en las letras a y b, seguidos de los componentes acetabulares c y d siguientes:

- a) **Vástago:** El vástago va introducido al fémur, previamente taladrado a dimensiones específicas, es un elemento fijo. Los vástagos en el mercado se pueden encontrar de distintos tamaños, formas y materiales. Se introduce en un hueco que el médico cirujano realiza en el interior del hueso y se fija utilizando algún cemento o simplemente a presión.
- b) **Cabeza femoral o cúpula:** La cabeza se introduce en la parte superior al mismo vástago. Este elemento del componente femoral será la unión del miembro inferior (hueso

fémur) y del miembro superior (pelvis), pero no por si sola sino por medio de su unión con el cotilo.

c) **Liner:** Es un elemento polimérico, teflón o cerámico que se coloca dentro del cotilo para reducir la fricción de los elementos y reducir el desgaste.

d) **El cotilo:** Es componente acetabular, es decir, el elemento que se coloca dentro de la cadera (acetábulo de la pelvis), este se fija dentro, y es sometida a presión. Este suele sustituirse y fijarse solamente cuando se trata de una artroplastia total de cadera. Esta puede ser atornillada o fijada con cemento [31],[40].

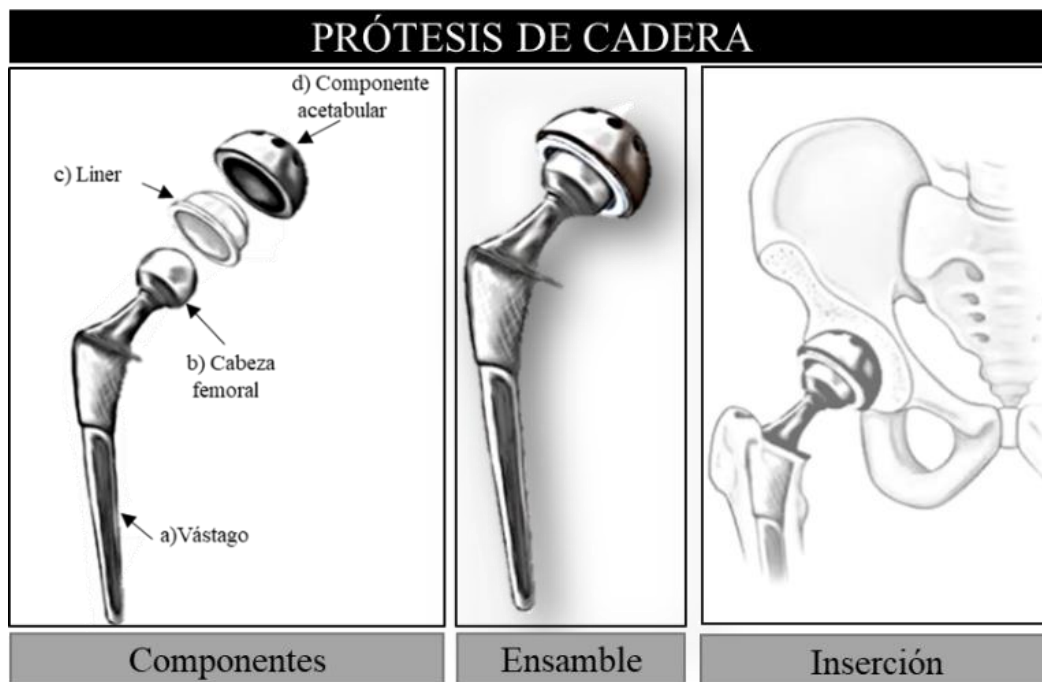


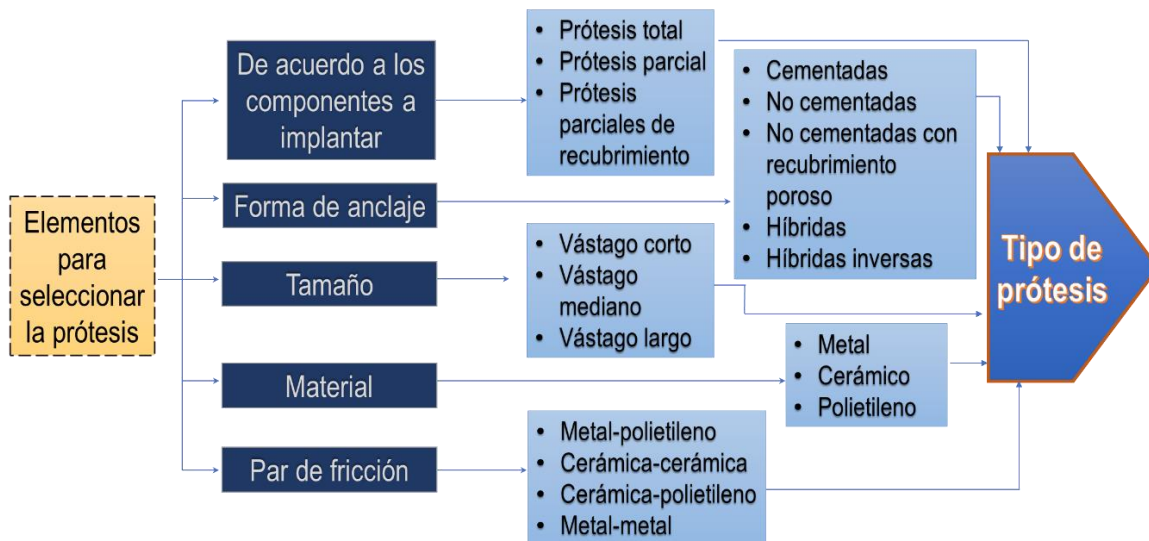
Figura 15. Componentes de una prótesis de cadera.

En la Figura 15 del lado izquierdo se muestran los componentes de la prótesis de cadera que son: vástago, cabeza femoral, liner y el acetábulo, mismos que fueron descritos anteriormente. Estos elementos son los mismos de nombre para cualquier modelo de prótesis, pero las variaciones se encuentran en el diseño y combinación de materiales. Seguido del desglose de componentes, las dos siguientes figuras muestran el ensamblaje de los elementos y la inserción de la prótesis sobre el hueso fémur.

### 2.4.3.3. Tipos de prótesis.

Desde tiempos pasados hasta la actualidad la innovación de los diseños y materiales de prótesis han ido evolucionando y con ello se ha ido incrementando el número de modelos presentes en el mercado, dando una variedad en cuanto a formas, materiales, recubrimientos, tamaños etc. La tarea del médico especialista es seleccionar la prótesis que mejor se adapte a sus requerimientos, haciendo combinaciones de vástago, cotilo, cementos, y jugando con la combinación de los materiales existentes en el diseño de prótesis.

Hoy en fecha no existe una sola clasificación de prótesis de cadera ya que diferentes autores han realizado su propia clasificación de acuerdo a su tema de interés, por tanto, nos dimos a la tarea de proponer un esquema para facilitar la selección de las características de la prótesis a implantar. Este esquema viene acompañado de una breve definición de cada concepto de acuerdo a la literatura revisada.



**Figura 16.** Elementos para seleccionar el tipo de prótesis.

En la Figura 16 se muestra un esquema que contiene cuatro elementos principales que se toman en cuenta para seleccionar el tipo de prótesis y cada elemento contiene subelementos que se eligen simultáneamente. La combinación resultante se lee a partir del primer recuadro que indica el tipo de prótesis, el segundo es la forma de anclaje, el tercero es el tamaño del

vástago, el material del que se realizara y el par de fricción. Por ejemplo, un tipo de prótesis, siguiendo el esquema anterior se lee de la siguiente forma: *Prótesis total no cementada de vástago largo de metal con par de fricción metal polietileno*. Así como este ejemplo se pueden obtener muchos tipos de prótesis, resultantes de las combinaciones de las características. El modelo a seleccionar es tarea del médico cirujano, pues este se encarga de evaluar la anatomía, clínica médica, economía y materiales a su alcance con el fin de lograr obtener una prótesis que se adapte a los requerimientos del paciente.

## 2.5. BIOMATERIALES

Los materiales aptos para ser introducidos en el cuerpo humano se llaman “biomateriales”, y estos con sus propiedades específicas (físicas, químicas y biológicas) les permiten estar en contacto con los tejidos vivos y líquidos fisiológicos sin que se produzca rechazo u otros efectos adversos [31]. En la siguiente Figura (17) encontraremos los biomateriales más utilizados en el área de bioingeniería.

Aplicación	Materiales utilizados
Reemplazo articular	Titanio
	Aleaciones Ti-Al-V
	Acero inoxidable
	Polietileno
Placas óseas	Acero inoxidable
	Aleaciones cobalto-cromo
Cemento óseo	Polimetilmetacrilato (PMMA)
Reparación de defectos óseos	Hidroxiapatita (HA)
Tendones y ligamentos artificiales	Teflón
	Dacrón
Implantes Dentales	Titanio
	Óxido de aluminio
	Fosfato de calcio

Figura 17. Biomateriales más utilizados en la bioingeniería [31].

De acuerdo a la Figura 17, se muestra cuáles son los materiales más utilizados en la bioingeniería de acuerdo a la aplicación biológica para el cual se pretendan usar. Por ejemplo, para la creación de implantes dentales los biomateriales más utilizados son el óxido de aluminio, el fosfato de calcio y titanio. El caso de prótesis de cadera pertenece a la aplicación de reemplazo articular para los cuales el titanio y aleaciones, así como el acero inoxidable y el polietileno son los materiales más comunes para crear este tipo de elementos.

En lo que nuestro caso compete, los materiales recomendados para construir una articulación de prótesis deben cumplir los siguientes requisitos:

- Resistencia mecánica: las prótesis articulares están sometidas a esfuerzos considerables debido a la acción del sistema musculoesquelético y al movimiento, por lo que se necesitan materiales con gran capacidad de resistencia a los esfuerzos.
- Resistencia al desgaste: las superficies que forman el par articular, por estar en contacto y tener un movimiento relativo entre ellas, están sujetas a desgaste. El biomaterial que forma el par articular deben tener bajo coeficiente de fricción para minimizar el desgaste y conseguir que las prótesis duren al máximo posible
- Peso: en las prótesis articulares el dispositivo suele colocarse como sustituto en el hueso, por lo que es importante que sus características no difieran demasiado a las de él. Se usa que los materiales implantados sean lo más ligeros posibles.
- Resistencia a la corrosión: debido a que la prótesis se encuentra en contacto con fluidos corporales, el material debe tener excelentes propiedades anticorrosivas para garantizar prolongar las propiedades mecánicas del material [31].

## 2.6. AFLOJAMIENTO DE PRÓTESIS

El aflojamiento de prótesis es el problema principal que presenta este tipo de intervención y la causa principal es la reabsorción ósea que se presenta por la mala distribución de las cargas que presentan los diseños actuales de prótesis.

Partiendo de las investigaciones realizadas en la reabsorción ósea en el fémur que se presenta después de la implantación de prótesis de cadera desde una perspectiva de estudios médicos comparables con estudios de elemento finito:

En el año 2002, se presenta un artículo titulado “Prótesis dolorosa de cadera y de rodilla: movilización e infección protésica. Valoración de los distintos métodos de imagen.” de los autores A. Santamaria Torroba (Médico residente de Rehabilitación), A. Buenafé Ramos (Médico residente de Rehabilitación), JM. Navarro Echeverr  (Médico residente de Rehabilitación), A. Lacambra Andreu (Médico residente de Rehabilitación), M. Marín Redondo (Jefe de Servicio de Rehabilitación) y A.M. Cortés Ramas (Médico residente del Servicio de Medicina Preventiva), todos miembros del Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa de Zaragoza.

Estos médicos realizaron un estudio que consistió en el uso de métodos de imagen para afirmar o descartar la existencia de aflojamiento protésico aséptico en implantes de rodilla y cadera. El estudio fue realizado en 32 personas (13 hombres y 19 mujeres). Partiendo de síntomas postoperatorios como el dolor, se incursionan a realizar los estudios como la radiografía simple, estudios gamma y bioquímica sanguínea para detectar causas de osteólisis por infección. Se realizó un estudio con 20 pacientes de edades variables, 11 hombres y 9 mujeres. En los 12 casos de ATC se manifestó movilización aséptica del acetábulo protésico y además en tres de ellos movilización de ambos componentes, acetabular y femoral [41].

Otro trabajo publicado en el mismo año llamado “Prótesis total de cadera con poropatita. Resultados a 12 años” presentado por J.L. Villar González y C. Pérez CID se analiza 150 prótesis totales de cadera, con un seguimiento de 12 años. En todos los pacientes se implantaron los componentes de poropatita, fabricados con aleación de titanio y recubiertos de poropatita. La edad de los pacientes osciló entre los 25 y 85 años, con una media de 61 años, y en las revisiones posteriores realizadas, tanto clínica como radiográficamente, se observó una rápida integración de los implantes, pero dentro de las complicaciones observadas, se presenta el aflojamiento del vástago, luxaciones e infecciones leves superficiales ya en menor número [42].

En el año 2006, los autores Belén Seral García (Servicio de traumatología y Cirugía Ortopédica. Hospital Clínico Universitario), José Manuel García (Departamento de estructuras, formas y medios continuos. Centro Politécnico Superior), Manuel Doblare Castellano (Servicio de traumatología y Cirugía Ortopédica. Hospital Clínico Universitario), Fernando Seral Iñigo (Departamento de estructuras, formas y medios continuos. Centro Politécnico Superior) de la Universidad de Zaragoza presentan un trabajo titulado “Remodelación ósea en artroplastia total de cadera. Estudio con elementos finitos de la influencia del diseño” en el que efectuaron una simulación en modelo computarizado combinando las teorías de la remodelación ósea con el análisis de elementos finitos, estudiando la influencia del diseño de forma comparativa en dos modelos cementados de artroplastia total de cadera, con vástago de Exeter (Howmedica International) y SHP (Biomet International), con el objetivo fundamental de realizar un análisis cualitativo del efecto de privación de tensiones (“stress-shielding”) que se produce en la extremidad del fémur para dos prótesis de cadera de geometrías diferentes [3].

En este estudio se pudo constatar, que, en este caso de modelos de prótesis, se generan los efectos de reabsorción ósea en el fémur, y en ambos modelos la mayor reabsorción se generaba en la zona del vástago, coincidiendo en este último aspecto con el trabajo de J.L. Villar González y C. Pérez CID.

El 18 de marzo del año 2013, Andrés Aguilar Ezquerro presentó un trabajo de Tesis Doctoral titulado “Remodelación ósea femoral tras la implantación de un vástago anatómico recubierto de hidroxiapatita: resultados tras diez años de seguimiento”, de la Universidad de Zaragoza. Este fue realizado con el objetivo de detectar y cuantificar la remodelación ósea periprotésica en pacientes a quienes se implantó una prótesis total de cadera no cementada, fabricada con aleación de titanio (TiM12Z6F2), con recubrimiento circunferencial de hidroxiapatita en el tercio proximal de vástago y en el cotilo, tras diez años de la intervención quirúrgica.

En el estudio también se intentó demostrar si la biomecánica normal de la cadera varía significativamente tras la implantación de una prótesis total de cadera no cementada, y por tanto se produce un remodelado adaptativo, o por el contrario el fémur sufre una pérdida ósea similar a la de un fémur no proteizado.

Asimismo, mediante la observación de la cronología del remodelado, estudió la estabilidad de los cambios en la remodelación ósea periprotésica, estudió la influencia en el remodelado óseo de otros factores, tales como edad, sexo, índice de masa corporal y masa ósea preoperatoria.

En su investigación observaron una disminución ósea a través del tiempo, siendo está más notable a partir del 3 año, pero sin poder determinar con exactitud un modelo predictivo respecto a la influencia de la edad, sexo, masa corporal, ya que por ejemplo la actividad física y el sobrepeso influyen significativamente en la pérdida de masa ósea. Desde el primer año se puede observar que hay una reabsorción ósea en la periferia de la prótesis siendo esta mayor en la zona del vástago, mismo resultado que anteriores investigaciones. Se piensa que esto se debe a que la implantación del vástago propicia la transferencia de cargas desde estas zonas hacia las zonas más diafisarias haciendo que el hueso proximal quede desfuncionalizado al no propagarse por él las cargas como en el fémur no intervenido [43].

En el año 2019 B. de Pablo Márquez (Medicina Familiar y Comunitaria. Hospital Universitario Mútua Terrassa. Terrassa. Barcelona. España) y Lluís Font Vizcarra (Cirugía Ortopédica y Traumatología publicaron un artículo llamado “Complicaciones de la

artroplastia total de cadera. Complicaciones a largo plazo”.

En su artículo ellos exponen la problemática de las complicaciones que pueden surgir después de una artroplastia total de cadera, surgido de datos que observaron en ciertos hospitales de su país, pues se percataron que anualmente se realizan cerca de 30 mil intervenciones de Artropatía total de cadera en los hospitales públicos en su país. En Cataluña se realizan unas 5 mil artroplastias primarias y unas 700 artroplastias de revisión anualmente, dado el seguimiento a 10 años se pudieron dar cuenta que el aflojamiento de los componentes o de las prótesis de cadera está presente en la mayoría de los paciente y este es expuesto por síntomas de dolor presentado en los pacientes y posteriormente constatado con imágenes de RX, motivo que la revisión de la cirugía tiene que ser constante [44].

El aflojamiento puede encontrarse en el material acetabular o femoral. El aflojamiento es más frecuente en pacientes varones, jóvenes o con un elevado nivel de actividad. También la obesidad, la artritis reumatoide o la cirugía previa en esa articulación se consideran factores de riesgo. El diseño de los implantes, la mala colocación de los componentes o una fina/incompletas capas de cemento se han postulado como causas del aflojamiento protésico. Dentro de las causas que conducen al aflojamiento encontradas son:

- La osteólisis es la principal causa de aflojamiento aséptico y se produce por la reacción a cuerpo extraño generada por la presencia de partículas de desgaste procedentes de las superficies articulares del implante (principalmente de polietileno) en las distintas zonas de contacto o de las distintas interfaces (prótesis-hueso, prótesis-cemento, cemento-hueso). Dicha reacción es del tipo granulomatoso y desencadena una cascada de mediadores inflamatorios suele ser asintomática en sus inicios, aunque radiológicamente puede ser evidente aun sin presentar síntomas.
- Transferencia inadecuada de cargas: las características biomecánicas del fémur con una prótesis implantada cambian debido a las diferentes propiedades físicas del implante, que hacen que las cargas distribuidas por la prótesis en el hueso receptor sean en algunas zonas menores y en otras mayores con respecto a las sollicitaciones

del hueso normal, creándose de este modo áreas de atrofia e hipertrofia, respectivamente.

- Fallos en el sistema de fijación (cemento): un inadecuado o irregular manto de cemento alrededor de los componentes protésicos puede favorecer el aflojamiento prematuro de estos [44].

Dado a que el número de implantes realizados en todo el mundo son muy cuantiosos, surgió el interés de plantear una solución al problema de reabsorción ósea causada principalmente por reacción de rechazo del material y por la mala distribución de cargas, para evitar que el paciente requiera una nueva intervención para solucionar el problema de aflojamiento de la prótesis. Por ello nos incursionamos en la mejora de diseño para obtener modelos más livianos, funcional con buena distribución de cargas y biocompatible con el cuerpo.

## CAPÍTULO 3. REDISEÑO DE PRÓTESIS

Partiendo de un trabajo realizado anteriormente por K. Hernández-Romero (2018) [2], se diseñó un modelo de prótesis mediante imágenes médicas donde se planteó un análisis biomecánico de la prótesis de cadera bajo condiciones de cargas asociadas a actividades cotidianas, en el cual se compraron tres materiales metálicos para la fabricación y se utilizaron plataformas en la nube de diseño asistido por computadora y de análisis por elementos finitos.

Se diseñaron dos modelos de la prótesis a analizar, uno hueco y otro sólido mediante curvas spline paramétricas; el primero con la intención de reducir el peso del modelo y el segundo para tener un punto de comparación de esfuerzos entre ambas. Para el análisis biomecánico se requirió un tamaño de malla de 2 537 684 de elementos tetraédricos y 471 335 nodos para estudiar ocho casos de posturas para una persona de 75 kg de peso, mismos que se analizaron tomando como materiales base acero inoxidable 316L, aleación Ti-6Al-4V y L-605. Se observó que con actividades tales como trotar, subir y bajar escaleras los materiales 316L y L-605, presentan el riesgo de deformación plástica e inclusive fractura.

Los resultados mostraron que el material más idóneo para la fabricación de este tipo de prótesis es el Ti-6Al-4V, además de que este nos permite realizar modelos tanto sólidos como huecos, suponiendo este último, un ahorro de material y proporcionando mayor ligereza en la prótesis.

Con estos últimos hallazgos encontrados en una primera investigación, se sabe que el material más idóneo para realizar prótesis de cadera en cuanto a resistencia mecánica es el Ti-6Al-4V, además, **se encontró que el modelo realizado requiere un robustecimiento en el cuello femoral**, como resultado de comparar el esfuerzo von Mises resultante del análisis biomecánico con el límite elástico y el esfuerzo último (Tabla 2) propios del material. Esta comparación señala que el cuello es la única zona donde la prótesis tiende a sufrir deformación permanente e incluso puede llegar a sufrir deformación permanente mediante ciertas actividades realizadas por el usuario, pero en ninguna actividad se produce ruptura de la prótesis (Tabla 3).

**Tabla 2. Propiedades mecánicas del titanio grado 5 [45].**

Material	Densidad (kg/m <sup>3</sup> )	Módulo de Young (GPa)	Módulo de Poisson	Límite elástico (MPa)	Último esfuerzo (GPa)	Especificación UNS
Ti-6Al-4V	4500	110	0.33	920	950	R56400

Haciendo la comparación mencionada anteriormente, en la Tabla 3 se resumen los valores encontrados en los dos modelos creados. Los datos resaltados en color amarillo corresponden a las actividades a las cuales el paciente se encontrará limitado.

**Tabla 3. Resultados de Esfuerzos von Mises de las prótesis sólida y hueca.**

Material	Ti-6Al-4V	
Modelo	Hueco	Sólido
Actividad	Esfuerzos von Mises (Pa)	
Caminar	8.42E+08	8.47E+08
De pie	7.54E+08	7.56E+08
Bicicleta	3.98E+08	3.90E+08
Levantarse	6.73E+08	7.03E+08
Bajar Escaleras	1.56E+09	1.53E+09
Subir escaleras	1.16E+09	1.14E+09
Sentarse	6.22E+08	6.29E+08
Trotar	1.54E+09	1.52E+09

Para dar una mejor interpretación de los resultados de la Tabla 3, a continuación, se muestra un ejemplo en la Figura 18 que contiene una escala de colores desde el más frío (azul) al más cálido (rojo) que en ese sentido indican las zonas de riesgo de deformación y/o fractura de prótesis.

En la Figura 18 a y 18 b se evidencia de forma gráfica y numérica los resultados que se obtuvieron anteriormente, en la primera, se destacan los valores de la actividad donde el modelo de prótesis no sufre daño estructural a diferencia de la segunda donde se observan valores de rotura.

En el primer caso (ver Figura 18 a) caso los valores obtenidos de la simulación indican que la prótesis con el material Ti-6Al-4V, bajo la actividad de **caminar** presentan un valor del esfuerzo máximo von Mises de 8.466e+08 Pa para la prótesis sólida y para el modelo hueco de 8.416e+08 Pa, que al comparar con el valor reportado en la literatura del esfuerzo en el

límite elástico de  $9.20 \times 10^8$  Pa, se logra apreciar que la prótesis tendrá un comportamiento elástico lineal, es decir dentro de la Ley de Hooke, sufrirá deformaciones reversibles una vez que deje tener efecto la carga aplicada, por otra parte al tener esfuerzos máximos de von Mises inferiores al último esfuerzo que es de  $9.50 \times 10^8$  Pa no es posible que sufra fractura alguna. Pero en la figura 18b se muestra que, en la actividad de **trotar**, la prótesis llega a sufrir deformación permanente en el cuello femoral al sobre pasar el límite elástico del material ( $9.20 \times 10^8$  Pa) con un valor de 1.516GPa y 1.538 GPa respectivamente.

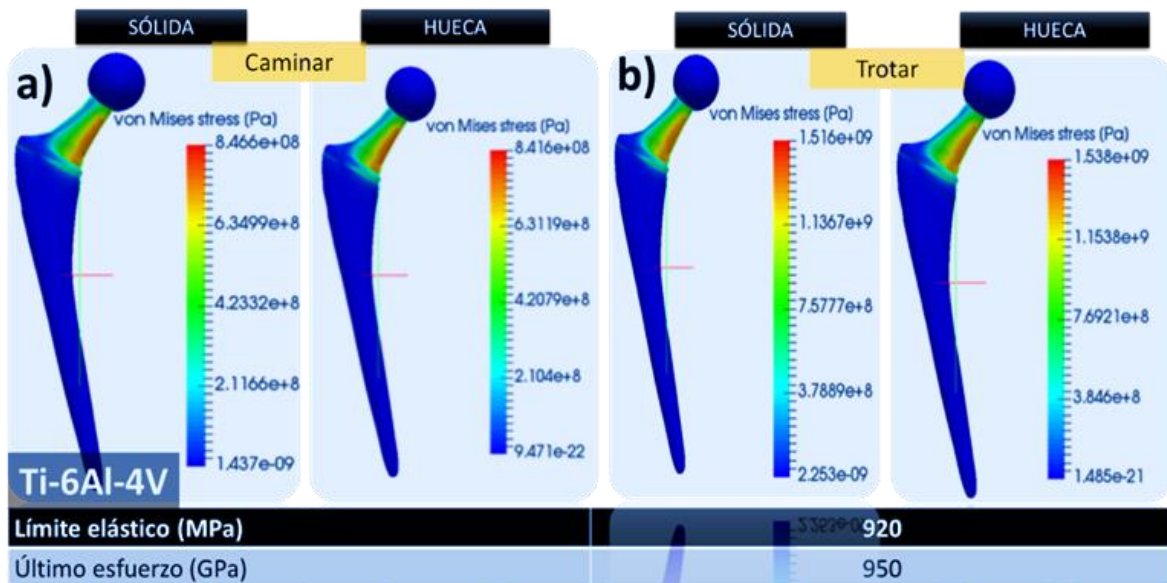


Figura 18. Comparación de los resultados obtenidos de dos actividades cotidianas con los modelos de prótesis de Ti-6Al-4V.

El modelo creado anteriormente se muestra en la Figura 19, los colores indican las partes de la prótesis y únicamente para los modelos huecos, se muestra la forma del hueco en color naranja. En el remodelo de la prótesis la zona del vástago permanece sin sufrir modificaciones geométricas ya que con los estudios anteriores se concluyó que la única zona que necesita robustecimiento es el cuello femoral.



Figura 19. Modelo de prótesis de Ti-6Al-4V [2].

El modelo creado está conformado por perfiles geométricos con mucho detalle mediante curvas “spline”. Estos fueron unidos con la función “loft” para crear uno sólido, y en los huecos, se unen los perfiles correspondientes y se extrae el material. Como ejemplo de la construcción del modelo, en la Figura 20 mostramos la forma que tienen los perfiles internos (sólo modelo hueco) y externos que constituyen el vástago, así como las distancias que se encuentran separados. Cada punto de cada geometría (PV1-PV5) tienen posiciones xyz específicas [2].

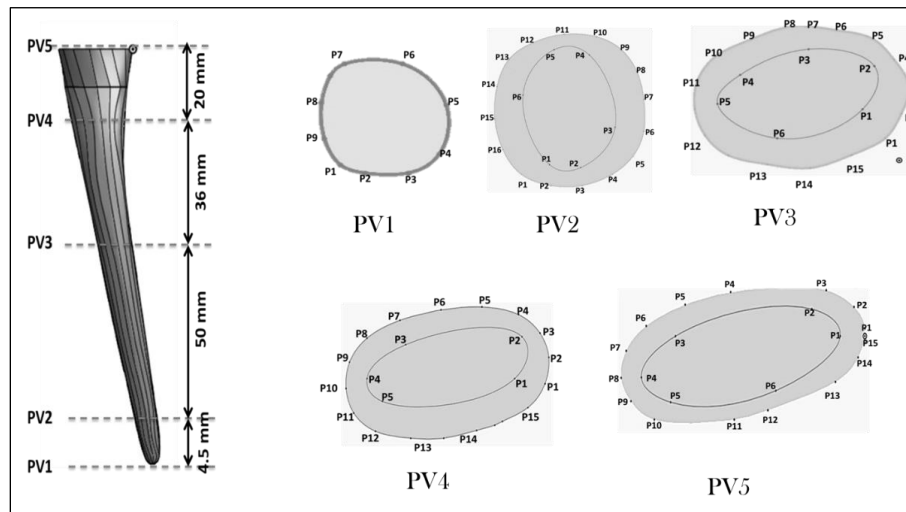


Figura 20. Modelado de vástago y detalle de las algunas geometrías.

En la Figura 21 se observa el modelo del vástago hueco (A) como resultado de la unión de los perfiles geométricos externos y la extracción de los perfiles internos (B). En un acercamiento se pueden identificar la forma del hueco.

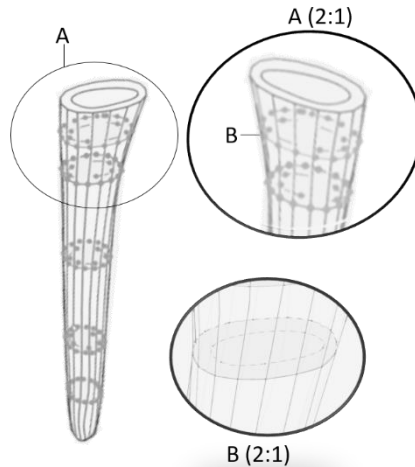


Figura 21. Detalle de las geometrías internas del vástago.

En la Figura 22 se muestra la unión del vástago con la parte inferior del cuello femoral y los respectivos perfiles que comprenden esta parte de la prótesis. Retomamos estos perfiles porque en la siguiente parte los usaremos para exponer como fueron utilizados para robustecer el cuello.

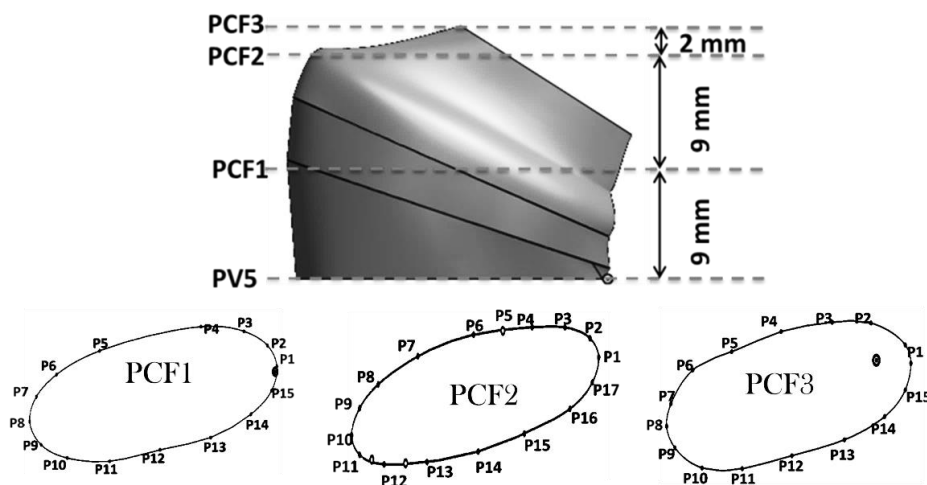
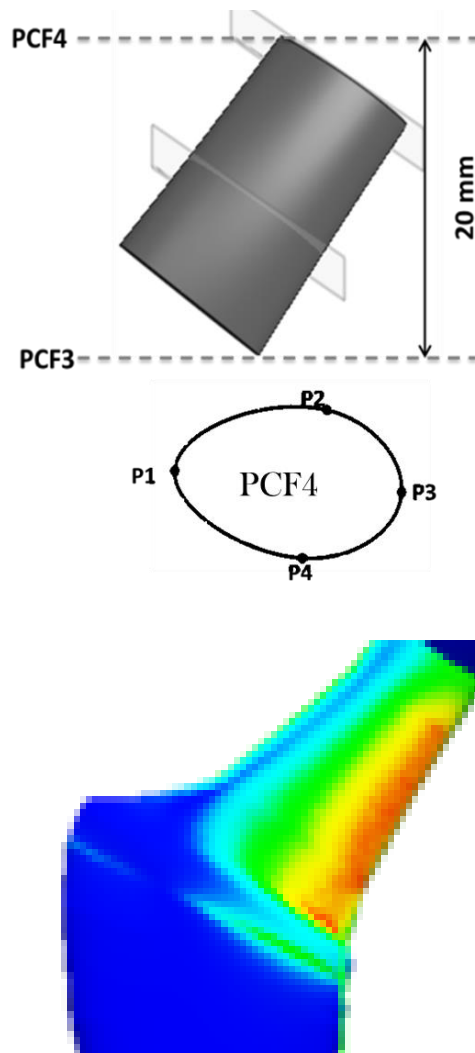


Figura 22. Unión vástago con cuello femoral y detalle de perfiles.

Adicional a lo mostrado en la figura anterior, donde se observa que la unión del vástago al cuello femoral inicia con la geometría PV5 Y PFC1, la zona de riesgo detectada en el análisis biomecánico inicia en el área correspondiente a las en las geometrías PCF3 hasta el perfil PFC4 (Figura 23). Por tanto, para generar el remodelado se tomó en cuenta las geometrías PCF1-PCF4.



**Figura 23. Zona de riesgo de la prótesis (Parte superior del cuello femoral).**

En la figura anterior en la parte superior se muestra la distancia que tiene la el cuello femoral superior, la unión de las geometrías que lo forman y en la parte inferior de la figura, se muestra un ejemplo grafico de los resultados biomecánicos, donde se exhibe que esta zona es la que presenta el riesgo de deformación y fractura.

### 3.1. ROBUSTECIMIENTO DEL CUELLO FEMORAL

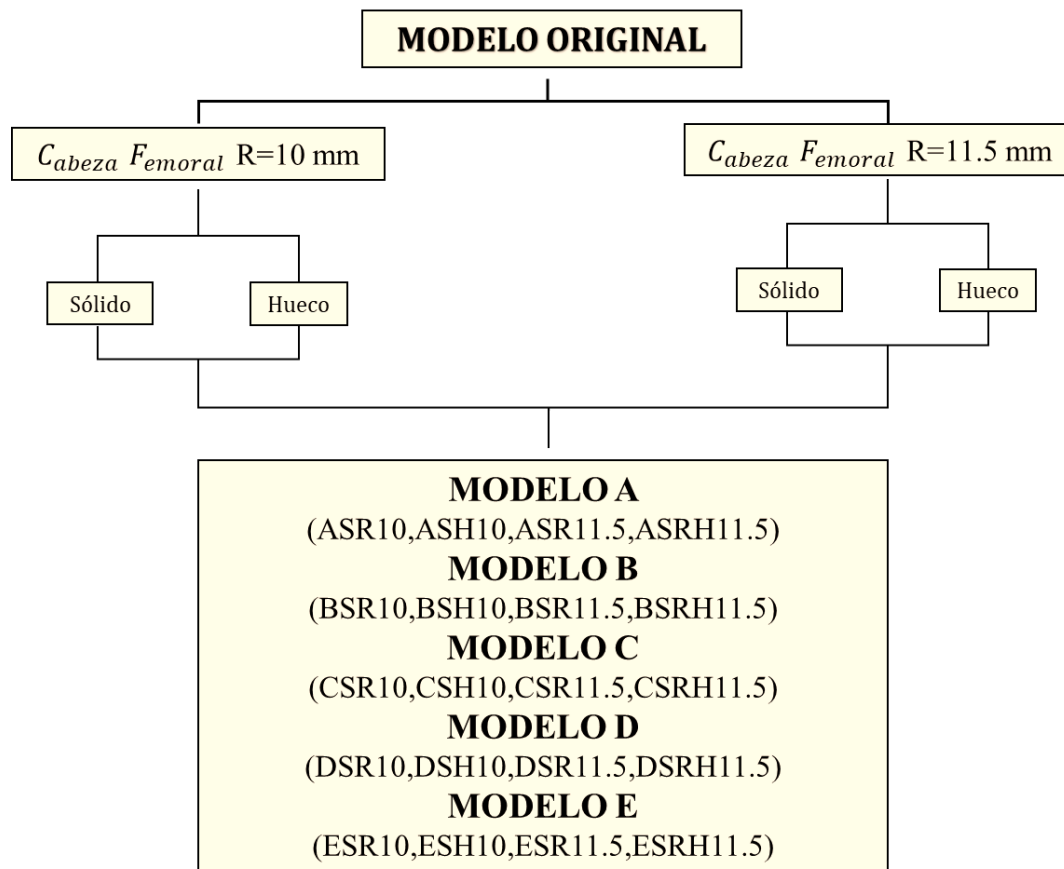
El interés principal fue generar el robustecimiento del cuello femoral a partir de los principios básicos del esfuerzo-deformación y este será basado en los resultados de los esfuerzos von Mises, también conocido como el esfuerzo de máxima energía de distorsión, el cual se usa comúnmente para estimar el punto de fluencia de materiales dúctiles. Este criterio especifica que el material cede si la energía de distorsión alcanza un valor máximo, el cual es igual a la energía de distorsión máxima encontrada en pruebas de tensión [46],[47].

De los resultados obtenidos previamente (Tabla 3), sabemos que el modelo de prótesis creado anteriormente es favorable para la mayoría de las actividades que realiza el usuario en la vida cotidiana, a excepción de bajar escaleras, subir escaleras y trotar. Esto supone una enorme limitación para llevar con normalidad su vida cotidiana por lo que la idea central de esta investigación es encontrar el modelo de prótesis que permita al usuario desempeñar en la mayor medida posible todas sus actividades diarias y mejorar su calidad de vida.

Las propiedades mecánicas que seguiremos utilizando para nuestros modelos siguientes son las que se especifican en la Tabla 2, mismos que fueron utilizados para el modelo obtenido con anterioridad. Estas propiedades corresponden a las especificaciones para Titanio grado 5 que incluyen lo siguiente: Varilla y barra: AMS 4928 - Barras, forjas y material de forja (recocido); AMS 4965 Barras, forjas (solución tratada y envejecida); AMS 4967 - Barras, forjas (recocidas, tratables con calor), ASTM B348; ASME SB348; AMS-T-9047, MIL-T-9047. Placa, hoja y tira: AMS 4911; ASTM B265; ASME SB265, MIL-T-9046 [45].

En la primera fase del robustecimiento del cuello femoral se realizaron 20 modelos en total, tomando como base el modelo original realizado (Figura 19), el modelo inicial y el robustecimiento fue realizado en la plataforma en la nube llamada Onshape. Las variaciones se realizaron únicamente en el cuello femoral (modificación de áreas) jugando la unión entre las geometrías existentes (PCF1-PCF4) de las cuales se obtuvieron 5 modelos (A, B, C, D, E) cuyos perfiles geométricos se encuentran en el ANEXO I. Se propone adicionalmente que los modelos creados tengan a su vez cabezas femorales de 10 mm y 11.5 mm de radio, esto con la finalidad de reducir el área de aplicación de las fuerzas y observar el comportamiento

del cuello con estas dos condiciones. Los modelos creados en esta fase, al igual que el modelo original cuentan con su versión sólida y hueca. Si se requiere profundizar en la metodología de diseño y en la creación de las geometrías que se utilizaron para crear estos nuevos modelos es necesario revisar la referencia [2]. En el siguiente esquema se muestra de forma gráfica lo expresado anteriormente.

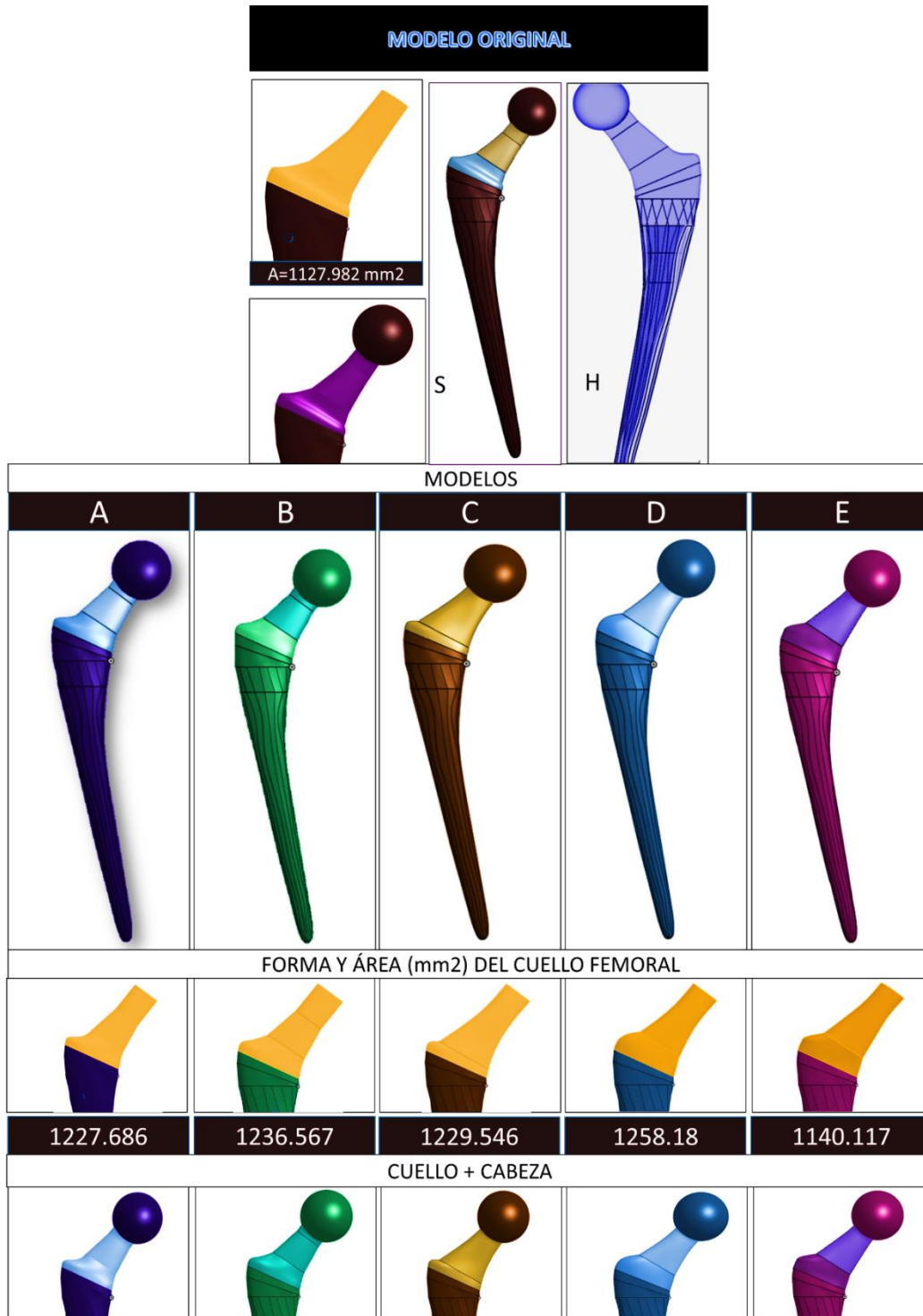


Esquema 1. Modelos de prótesis propuestos.

En la Figura 24 se pueden observar gráficamente los modelos que se crearon, con énfasis en el rediseño del cuello femoral, se muestra la forma del mismo y su área.

Para interpretar el esquema número se da el siguiente ejemplo: el MODELO A se crea en una forma sólida y una hueca, al igual que en el modelo original, se mantiene intacto el vástago (para el caso sólido) y la cavidad (para el caso hueco). Se juegan con las geometrías existentes en la zona del cuello, para este modelo, el área obtenida es de  $1227.86 \text{ mm}^2$ . Por

tanto, del modelo A se obtienen los siguientes submodelos según el radio de la cabeza femoral: ASR10, AHR10, ASR11.5 y ASHR11.5.



**Figura 24. Modelos resultantes del remodelado del cuello femoral.**

### 3.2. PRUEBA DE RESISTENCIA MECÁNICA DE NUEVOS MODELOS.

Este análisis biomecánico 1 fue realizado en la plataforma en la nube llamada Simscale que se encuentra enlazada a Onshape (software donde se desarrollaron los nuevos modelos), el objetivo principal de realizar este primer análisis es probar la resistencia mecánica de cada modelo para poder tener un punto de comparación para seleccionar el modelo más resistente.

Para realizar el estudio biomecánico de nuestros nuevos modelos de prótesis consideramos los siguientes tópicos:

- *Geometría:* Modelo sólido en una sola parte realizado En Onshape.
- *Malla:* La malla seleccionada a través de un análisis de sensibilidad de los distintos tamaños de malla que ofrece Simscale.
- *Material:* De los materiales seleccionados para nuestro estudio, los datos de nuestro interés son las características mecánicas de cada uno: Densidad, módulo de Young, módulo de Poisson y para posteriores comparaciones el límite elástico y el último esfuerzo a la tensión.
- *Cargas:* La carga principal es el peso de la persona que actúa sobre la articulación de la cadera descompuesta en sus componentes x-y-z bajo la influencia de la realización de una actividad.
- *Restricciones:* Se establecen las condiciones de fijación de los elementos de estudio, nuestro caso el vástago y la parte de aplicación de las fuerzas cabeza femoral.

Se realizaron un total de 160 simulaciones, con el mallado tetraédrico con tamaño de 2 537 684, es decir la más fina, esto como resultado de un análisis de sensibilidad de mallado realizado con anterioridad. Cada modelo fue probado con las cargas generadas por 8 actividades cotidianas de una persona (Tabla 4), estas se encuentran estandarizadas de acuerdo a la norma ISO7206-4 e ISO7206-6 [48] para simulación de modelos de prótesis de cadera. Las restricciones de cada modelo se encuentran en el vástago y en la cabeza femoral, la primera es fijada y la segunda es el punto de aplicación de las cargas.

**Tabla 4. Cargas generadas por distintas actividades [48].**

Actividad	Rx (N)	Ry (N)	Rz (N)
Caminar	535.7	-343.5	-1747
De pie	575.8	-120.3	-1947
Bicicleta	242	-202.5	-651.8
Levantarse	649.8	-203.7	-1428
Bajar escaleras	774.1	-771	-2852
Subir escaleras	712.2	-565.7	-2000
Sentarse	460.2	-245	-1247
Trotar	777.2	-762.7	-2845

Los resultados obtenidos se tabularon tomando como referencia el valor máximo de von Mises, mismo que fue comparado con el límite elástico y el último esfuerzo propio del material indicados en la Tabla 2. Posteriormente se calculó el factor de seguridad (Ec.1) de cada simulación y se obtuvo un promedio de cada modelo.

$$F_s = \frac{\text{Limite elastico}(\sigma_y)}{\text{von Mises}} \quad \text{Ec. 1}$$

Se tomó el límite elástico como parámetro debido a que si el esfuerzo von Mises no es mayor a este, se garantiza que el modelo no sufrirá deformación permanente y mucho menos que llegue a fracturarse.

Los resúmenes de los resultados en función del factor de seguridad se encuentran resumidos en la Tabla 5, misma que contiene las 8 actividades con las que se probaron cada uno de los modelos de prótesis creados (sólidos y huecos). Cada intersección de la fila-columna muestra el resultado obtenido del factor de seguridad de cada modelo con cada actividad y en cada columna, en la parte inferior, se puede observar en color amarillo los valores promedios del factor de seguridad que tiene cada modelo, criterio del cual podemos afirmar lo siguiente:

- Los modelos son resistentes. Todos los modelos (A-E) presentan factores de seguridad superiores a 1, lo que indica que todos los modelos propuestos superar las pruebas de resistencia mecánica ante las actividades cotidianas sin sufrir deformación o fractura en ninguno de los casos.

- Los modelos sólidos y huecos son efectivos ante las cargas. Los resultados evidencian que los modelos propuestos son factibles para la creación de modelos sólidos y huecos, ya que estos no presentan un porcentaje significativo en cuanto a seguridad de resistencia.
- Los modelos permiten al usuario desempeñar todas sus actividades cotidianas. Si se revisa detalladamente la Tabla 5, se puede observar que ningún valor se encuentra por debajo de 1, por tanto, los modelos de prótesis son idóneos para ejecutar cualquier actividad descrita.
- Las prótesis no sufrirán deformación permanente ni rotura.
- Las actividades que generan mayores esfuerzos en los modelos son bajar escaleras, subir escaleras y trotar. Si se analizan detalladamente los números de la tabla, se puede observar que las actividades ya mencionadas tienen los valores más bajos en los coeficientes de seguridad, ninguna por debajo de cero, que nos indica que estas actividades requerían ser realizadas con mucha precaución para no generar impactos mayores a los previstos que puedan conllevar a una deformación.

**Tabla 5. Resultados de las simulaciones en función del factor de seguridad.**

ACTIVIDAD	MODELOS									
	A		B		C		D		E	
	ASR11.5	AHR11.5	BSR11.5	BHR11.5	CSR11.5	CHR11.5	DSR11.5	DHR11.5	ESR11.5	EHR11.5
	FACTOR DE SEGURIDAD									
CAMINAR	1.92	2.13	1.92	2.13	1.86	1.86	1.84	1.84	2.1	2.03
DE PIE	2.02	2.27	2.02	2.27	2.09	2.09	1.92	1.93	2.4	2.27
ANDAR EN BICICLETA	4.16	4.70	4.16	4.70	4.09	4.01	4.00	4.03	4.6	4.48
LEVANTARSE	2.24	2.53	2.24	2.53	2.25	2.25	2.17	2.16	2.7	2.47
BAJAR ESCALERAS	1.08	1.21	1.08	1.21	1.04	1.02	1.02	1.03	1.1	1.14
SUBIR ESCALERAS	1.43	1.61	1.43	1.61	1.40	1.37	1.37	1.38	1.6	1.52
SENTARSE	2.57	2.86	2.57	2.86	2.51	2.51	2.48	2.48	2.9	2.74
TROTAR	1.09	1.22	1.09	1.22	1.05	1.03	1.04	1.04	1.2	1.15
<b>PROMEDIO</b>	<b>2.06</b>	<b>2.32</b>	<b>2.06</b>	<b>2.32</b>	<b>2.04</b>	<b>2.02</b>	<b>1.98</b>	<b>1.99</b>	<b>2.32</b>	<b>2.22</b>
ACTIVIDAD	ASR10	AHR10	BSR10	BHR10	CSR10	CHR10	DSR10	DHR10	ESR10	EHR10
	FACTOR DE SEGURIDAD									
CAMINAR	1.89	1.93	1.91	1.91	1.83	1.86	1.84	1.83	2.25	2.73
DE PIE	2.00	2.05	2.02	2.04	2.08	2.09	1.92	1.93	2.58	2.72
ANDAR EN BICICLETA	4.18	4.22	4.20	4.20	3.99	4.06	4.00	4.06	4.85	6.41
LEVANTARSE	2.21	2.27	2.23	2.25	2.24	2.26	2.17	2.47	2.82	3.19
BAJAR ESCALERAS	1.07	1.09	1.07	1.07	1.02	1.04	1.02	1.03	1.22	1.59
SUBIR ESCALERAS	1.44	1.44	1.44	1.43	1.36	1.39	1.37	1.38	1.67	2.15
SENTARSE	2.54	2.59	2.56	2.57	2.47	2.51	2.48	2.47	3.06	3.69
TROTAR	1.08	1.10	1.09	1.08	1.03	1.05	1.03	1.04	1.24	1.61
<b>PROMEDIO</b>	<b>2.05</b>	<b>2.09</b>	<b>2.06</b>	<b>2.07</b>	<b>2.00</b>	<b>2.03</b>	<b>1.98</b>	<b>2.03</b>	<b>2.46</b>	<b>3.01</b>

Las tablas con los resultados extendidos de los esfuerzos von Mises obtenidos y las tablas con la ubicación de la zona que presenta mayor esfuerzo producto de las simulaciones obtenidas se encuentran en el ANEXO II.

Los resultados de la Tabla 5 sirvieron para seleccionar los modelos que se someterán a las pruebas de reabsorción ósea ya que presentan los valores más altos en los factores de seguridad que indican que los modelos tienen una mayor protección ante fallas estos son: **ESR11.5, ESH11.5, ESR10 y ESH10.**

Si se hace una comparación en el área del cuello femoral (Ec.2) del modelo E, que es el seleccionado para las siguientes etapas por presentar mejores factores de seguridad, con el modelo original, se tiene que la variación del área es de:

$$\Delta A(\text{mm}^2) = A_E - A_{MO} = 1140.117 - 1127.982 = 12.135 \quad (\text{Ec. 2})$$

Al ser el modelo E el de mejor factor de seguridad y con la menor área de remodelado del cuello femoral, hace que este sea un modelo más cercano al original evitando hacer más pesado el modelo y más costoso, pero con mejores cualidades mecánicas.

### 3.2.1. Pruebas con espumas de Ti-6Al-4V

El uso de espumas de titanio, por su porosidad y sus características mecánicas, nos permiten iniciar una búsqueda de aproximación a las características del hueso humano para reducir en lo mayor posible los problemas de reabsorción ósea ya que estas, al ser de un material poroso, permitirán al largo plazo la osteointegración del elemento al hueso.

En esta sección utilizamos el diseño de experimentos de TAGUCHI para simular el modelo seleccionado E con propiedades mecánicas de espumas de Ti-6Al-4V.

El primer experimento de TAGUCHI contiene 4 niveles correspondientes a las porosidades seleccionadas al azar, 3 factores: módulo de Young, modelo y actividades críticas. Este experimento nos arrojó unas combinaciones de factores con niveles que nos permitieron ahorrar tiempo en el número de simulaciones a realizar. Los 4 niveles son:

- Nivel 1: Porosidad del Ti-6Al-4V 0%
- Nivel 2: Porosidad del Ti-6Al-4V 20%
- Nivel 3: Porosidad del Ti-6Al-4V 40%
- Nivel 4: Porosidad del Ti-6Al-4V 60%

El módulo de Young fue calculado de acuerdo al modelo matemático de Gibson and Ashby [49],[50] que indican que en un material de titanio poroso, sus propiedades dependen de la densidad relativa (Ec. 3) de la espuma  $\rho^*$  que está relacionada con su porosidad  $p_t$  y viene dada por:

$$\rho^* = \frac{\rho_{espuma}}{\rho_{Ti\text{sólido}}} = 1 - p_t \quad (\text{Ec. 3})$$

Donde:

$\rho^*$  = Densidad relativa

$\rho_{espuma}$  = Densidad de la espuma

$\rho_{Ti\text{sólido}}$  = Densidad del titanio sólido

En los estudios realizados por Gibson and Ashby se proponen dos ecuaciones para calcular de forma predictiva el módulo de Young y el límite elástico del material poroso con estas ecuaciones:

$$E_{espuma} = C_1 E_{Ti\text{sólido}} (\rho^*)^2 \quad (\text{Ec. 4})$$

$$\sigma_{le} = C_2 \sigma_{leTi} (\rho^*)^{\frac{3}{2}} \quad (\text{Ec.5})$$

Donde:

$E_{espuma}$  = Modulo de young de la espuma

$E_{Ti\text{sólido}}$  = Módulo de young del titanio sólido

$\sigma_{le}$  = límite elástico de la espuma

$\sigma_{leTi}$  = límite elástico del titanio sólido

Los valores para las constantes C1 y C2 son 1.0 y 0.3 respectivamente, además de que demuestran que la porosidad no influye significativamente en el módulo de Poisson.

Con las ecuaciones mencionadas anteriormente se realizó el cálculo de algunas propiedades mecánicas indispensables para la simulación con diversas porosidades (Tabla 6).

**Tabla 6. Propiedades mecánicas de espumas de titanio a diferentes porosidades.**

Porosidad	Densidad de la espuma (kg/m <sup>3</sup> )	Densidad relativa	Modulo de Young (GPA)	Yield Stress (Pa)	POISSON
0%	4500	1	110	9.20E+08	0.33
10%	4050	0.9	89.1	2.36E+08	0.3
20%	3600	0.8	70.4	1.97E+08	0.3
30%	3150	0.7	53.9	1.62E+08	0.3
40%	2700	0.6	39.6	1.28E+08	0.3
50%	2250	0.5	27.5	9.76E+07	0.3
60%	1800	0.4	17.6	6.98E+07	0.3
70%	1350	0.3	9.9	4.54E+07	0.3

Para el primer experimento a realizar se tomaron las porosidades marcadas en amarillo azul en la Tabla 6, es decir a valores de porosidades del 0%, 20%, 40% y 60%. Los factores seleccionados para las combinaciones mediante Taguchi son:

**I. Módulo de Young (Tabla 6):** 110, 70.4, 39.66, 17,6

**II. Modelo de prótesis**

A. EHR10

C. EHR11.5

B. ESR10

D. ESR11.5

**III. Actividades**

1. Caminar

3. Subir Escaleras

2. Bajar Escaleras

4. Trotar

El arreglo ortogonal NIVELES vs FACTORES fue el siguiente:

	FACTORES		
	MODULO DE YOUNG (Gpa)	MODELO	ACTIVIDADES
NIVEL 1	110	A	1
NIVEL 2	70.4	B	2
NIVEL 3	39.66	C	3
NIVEL 4	17.6	D	4

**Figura. 25** Arreglo ortogonal de Taguchi. Niveles vs Factores.

El diseño de experimentos de Taguchi seleccionado, tomando como criterio los datos anteriores, es un arreglo L16(4<sup>3</sup>), que indica el número de corridas (16) y acomodo de combinaciones que se deben realizar. Para obtener el diseño por Taguchi se echó mano de MiniTab, que, dentro de sus diseños preestablecidos, trae consigo este por default, con la consigna única de adaptarlo a los niveles y factores requeridos. En la Figura 26 se muestra el arreglo ortogonal arrojado por Minitab.



**Figura 26.** Diseño de experimentos de Taguchi.

En la siguiente Tabla (7) se vaciaron en Excel las combinaciones arrojadas por Minitab (cuatro primeras columnas) y en ella se encuentran enumeradas las corridas (1-16) realizadas. En la columna número 5 se encuentran vaciados los resultados de los esfuerzos von Mises encontrados en las simulaciones realizadas en Simscales posteriormente en la última columna se calculó del factor de seguridad (PARTE1) para cada combinación.

**Tabla 7. Resultados de la simulación con espumas de titanio (Metodología de Taguchi).**

No. corridas	MODULO DE YOUNG (Gpa)	MODELO	ACTIVIDAD CRITICA	VON MISES Max (Pa)	FS
1	110	A	1	4.51E+08	2.04
2	110	B	2	7.51E+08	1.23
3	110	C	3	6.03E+08	1.52
4	110	D	4	8.02E+08	1.15
5	70.4	A	2	8.33E+08	0.24
6	70.4	B	1	4.18E+08	0.47
7	70.4	C	4	8.18E+08	0.24
8	70.4	D	3	6.03E+08	0.33
9	39.6	A	3	6.13E+08	0.21
10	39.6	B	4	7.54E+08	0.17
11	39.6	C	1	4.61E+08	0.28
12	39.6	D	2	8.17E+08	0.16
13	17.6	A	4	8.28E+08	0.08
14	17.6	B	3	5.59E+08	0.12
15	17.6	C	2	8.22E+08	0.08
16	17.6	D	1	4.54E+08	0.15

En la tabla anterior también se encuentran resaltados con cuatro colores distintos, cuatro grupos con cuatro filas cada uno, el primero corresponde a las pruebas realizadas con espuma de titanio con 0% de porosidad, el segundo con 20% de porosidad, el tercero con 40% y el ultimo con 60 % de porosidad.

Es importante mencionar que, para estas pruebas, los cuatro modelos seleccionados anteriormente, los componentes de la prótesis se consideraron en su totalidad como espumas.

De los resultados obtenidos y tomando en cuenta, el criterio del factor de seguridad se pudo observar lo siguiente:

- Los modelos creados anteriormente, no son idóneos para ser fabricados con espumas por que el factor de seguridad en todos los casos es menor a 1. Lo que indica que los modelos con porosidades del 70 al 20% o menores a ellos, no soportaran las pruebas de resistencia que implica cada actividad cotidiana, lo que conlleva a que estas sufran deformación y rotura.
- Si el material de fabricación es Ti-6Al-4V sólido, se pueden fabricar modelos huecos y solidos con muy buena resistencia a las actividades cotidianas del usuario.

Con el remodelado practicado al cuello femoral de nuestro modelo de prótesis se obtiene una garantía de que el usuario podrá realizar sin excepción todas las actividades normales en su vida diaria, es decir, la prótesis creada no sufrirá deformación en el cuello ni en ninguna otra zona de la prótesis bajo ninguna actividad crítica como lo es trotar, como ya se mencionó anteriormente.

Partiendo de la ecuación de la densidad (Ec. 6), calculamos el peso de los modelos seleccionados en base al criterio del mejor factor de seguridad en el apartado 3.2. Los resultados calculados se encuentran en la Tabla 8, de los cuales pudimos observar una reducción de más del 50% peso respecto a todas las prótesis existentes en el mercado que van desde los 1.35 kg hasta los 2.3 kg [51], siendo estas mucho más ligeras y eficientes.

$$\rho = \frac{m}{v} \quad \therefore \quad m = \rho * v \quad \text{Ec. 6}$$

Donde:

$\rho$  = Densidad (Kg/m<sup>3</sup>)

$m$  = masa (Kg)

$v$  = volumen (m<sup>3</sup>)

$w = m * g$  = peso (Kgf)

**Tabla 8. Propiedades extensivas de las prótesis viables.**

MODELO	VOLUMEN		Densidad (kg/m <sup>3</sup> )	Masa (kg)	Peso kgf
	(mm <sup>3</sup> )	m <sup>3</sup>			
<b>ESR11.5</b>	17446.901	1.745E-05	<b>4500</b>	0.0785	0.770
<b>ESH11.5</b>	15095.271	1.510E-05		0.0679	0.666
<b>ESR10</b>	15268.324	1.527E-05		0.0687	0.674
<b>ESH10</b>	12650.725	1.265E-05		0.0569	0.558

## CAPÍTULO 4. PRUEBAS DE REABSORCIÓN ÓSEA.

En las pruebas realizadas en el capítulo anterior, se seleccionaron los modelos E para analizar el efecto de reabsorción ósea que generan en el hueso fémur. Los modelos E son tanto sólido como huecos, con radios de cabeza femoral de 10.5 y 11 mm. El software seleccionado para realizar el ensamble, mallado, análisis biomecánico y las pruebas de reabsorción ósea fue el COMSOL. Esto como resultado de encontrar que la plataforma en la que se había estado trabajando para el análisis biomecánico (Simscale) carecía de herramientas suficientes de ensambles y con nula posibilidad de implementar el modelo de reabsorción ósea a diferencia de COMSOL.

### 4.1. UNIÓN PRÓTESIS–FÉMUR.

Primeramente, se exportaron los modelos de prótesis de la plataforma de diseño Onshape en formato solidworks (.sldprt). Este proceso se realizó 4 veces, una vez para cada modelo. La exportación de un modelo realizado en Onshape consta básicamente de 4 pasos. En la siguiente Figura (27) se muestra una captura de pantalla en la cual se puede observar del lado derecho y resaltado en color amarillo el modelo sólido realizado; del lado izquierdo, en la parte superior se encuentra un cuadro de diálogo que documenta los procedimientos realizados para generar el modelado y en la parte inferior el modelo consolidado. Para exportar o descargarlo, sencillamente se siguen los pasos marcados en la figura.

1. Clic derecho. En el cuadro de diálogo de trabajo que se encuentra del lado izquierdo, seleccionamos “Part1”.
2. Clic izquierdo. Sobre el submenú que surge damos clic en la opción “Export”.
3. Selección de formato. A continuación, emerge un cuadro de diálogo donde se despliega una lista de 10 formatos disponibles para la exportación del modelo (PARASOLID, ACIS, SOLIDWORKS, STEP, IGES, COLLADA, RHINO, GLTF, OBJ, STL) en nuestro caso se seleccionó “SOLIDWORKS”.
4. Confirmación de descarga. Para descargar el archivo verificamos que este seleccionada la opción “DOWNLOAD” y para finalizar se presiona el botón “ok” y quedara archivado en nuestro disco duro (Ver Figura 27).

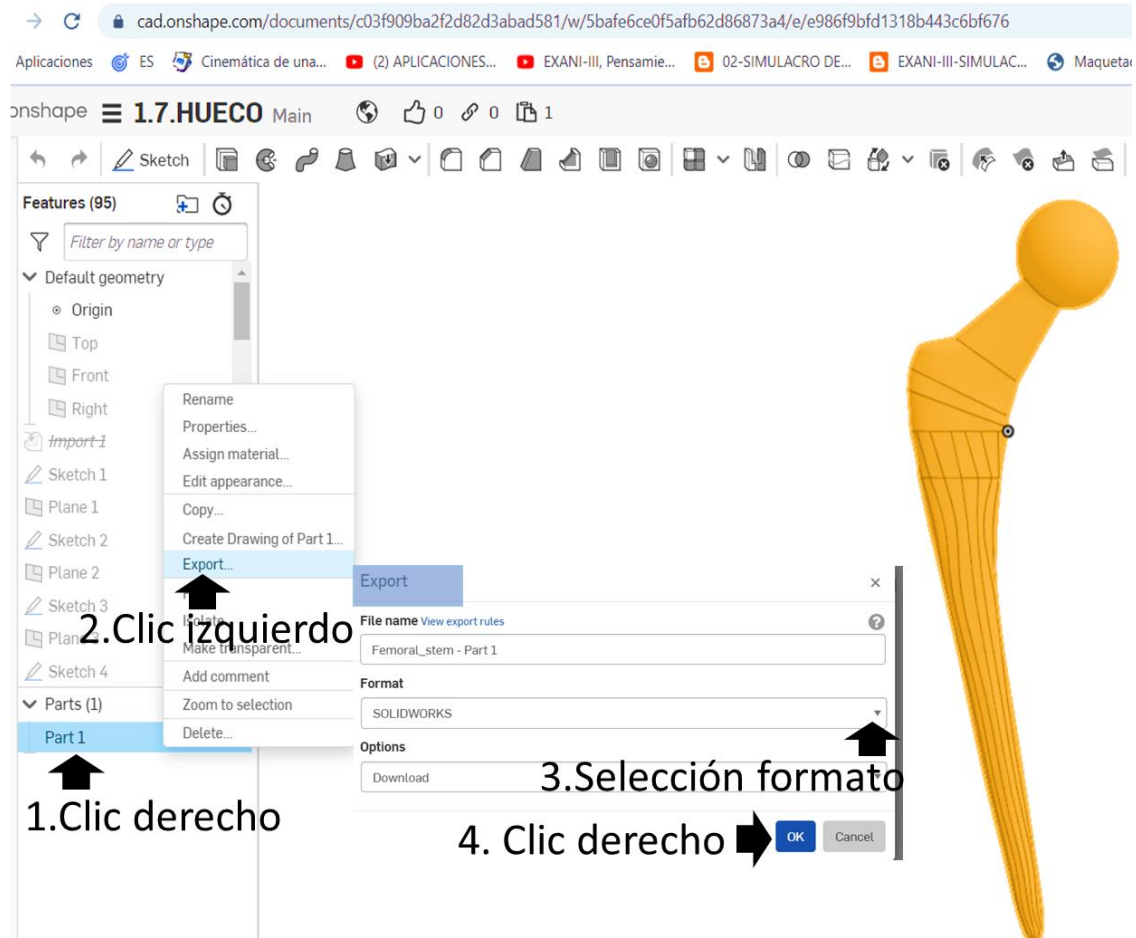
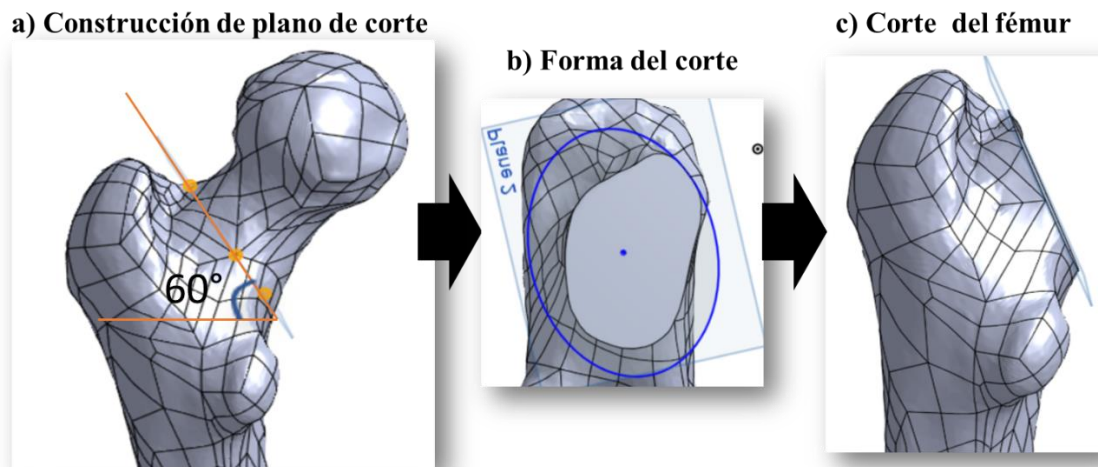


Figura 27. Proceso de exportación de los modelos de prótesis.

El primer seccionamiento del hueso fémur fue realizado por el M.C. Juan Pablo Aguado Ayala [52], a partir de la reconstrucción 3D a través de imágenes médicas. El modelo seccionado del hueso fémur se encuentra en formato de Solidworks por lo que este fue importado a la plataforma de diseño de Onshape donde se realizó la segunda incisión, que no es otra cosa que un corte transversal a  $60^\circ$  ligeramente por encima de la unión del vástago con cuello femoral (Ver Figura 28). Una vez que el modelo esta cortado se exporta en formato Solidworks a nuestro ordenador.



**Figura 28. Proceso de incisión del hueso fémur.**

En la Figura 28 el proceso de incisión del fémur consta de tres etapas, en la primera (a), se construye un plano guía a  $60^\circ$  respecto a la unión del cuello y el vástago, arriba de la línea que genera el trocante mayor y menor. Sobre el plano construido se crea un plano de dibujo (b) en el cual se crea una forma ovalada de 33 mm de diámetro menor 44.3 mm de diámetro mayor, se extrude con la selección de la opción de remoción de material hasta eliminar por completo el cuello y cabeza femoral, lo que nos lleva a tener el fémur (c) preparado para el ensamble.

Una vez que se tuvieron los cuatro modelos de prótesis y el hueso fémur preparado, ambos en el formato .sldprt en el computador, se procedió a crear los archivos de trabajo en los cuales primeramente se definió las características del tipo de análisis a realizar. Los pasos fueron los siguientes (mismos que se encuentran de forma esquemática en la Figura 29):

1. Nuevo. Creación de archivo seleccionando asistente de modelo.
2. Selección dimensión de espacio: 3D
3. Seleccionar Física: Mecánica estructural opción
4. Seleccionar: mecánica de sólidos
5. Agregar estudio
6. Seleccionar opción de “Estudio”
7. Estudios generales: Estacionario
8. Hecho

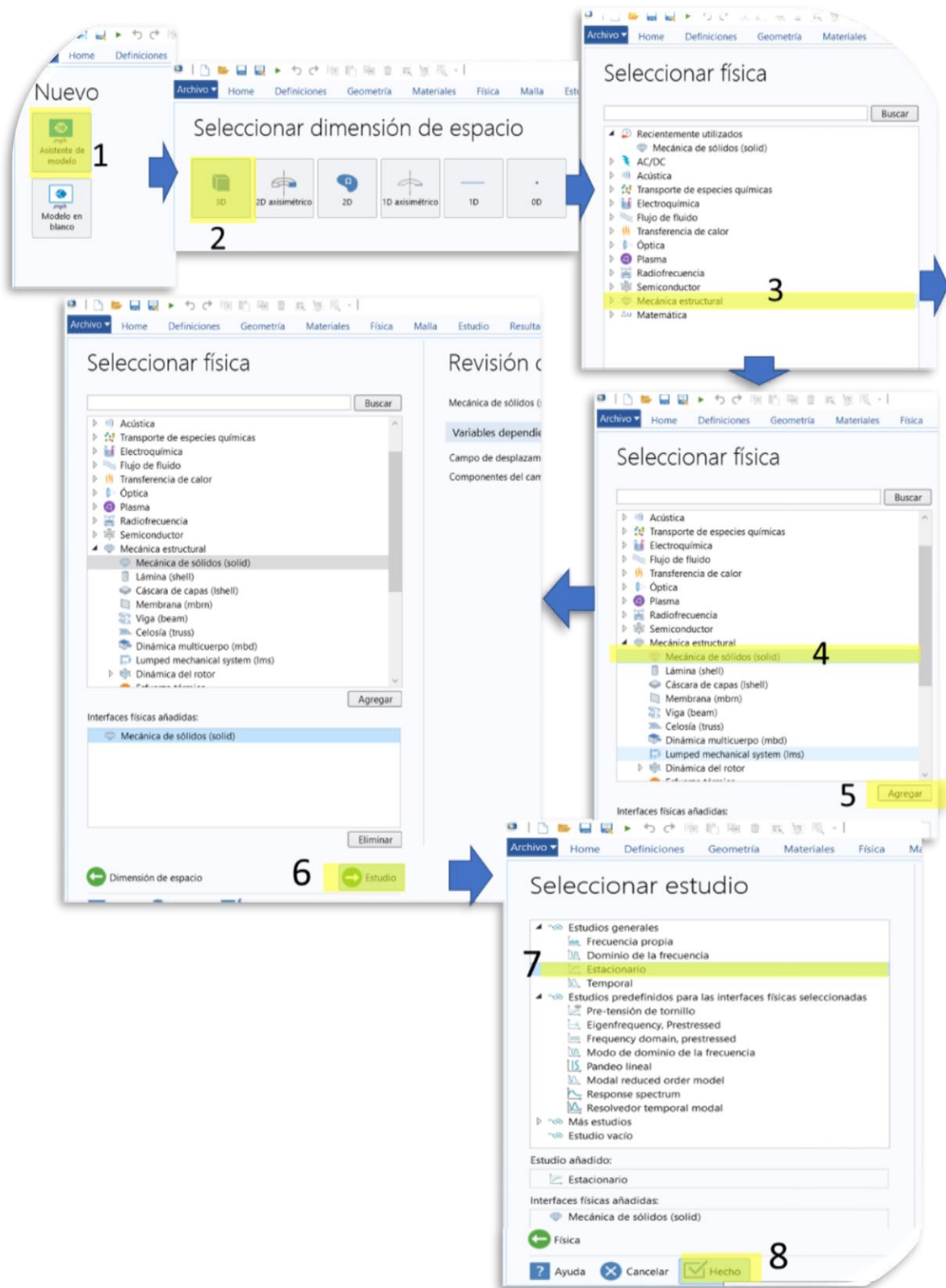
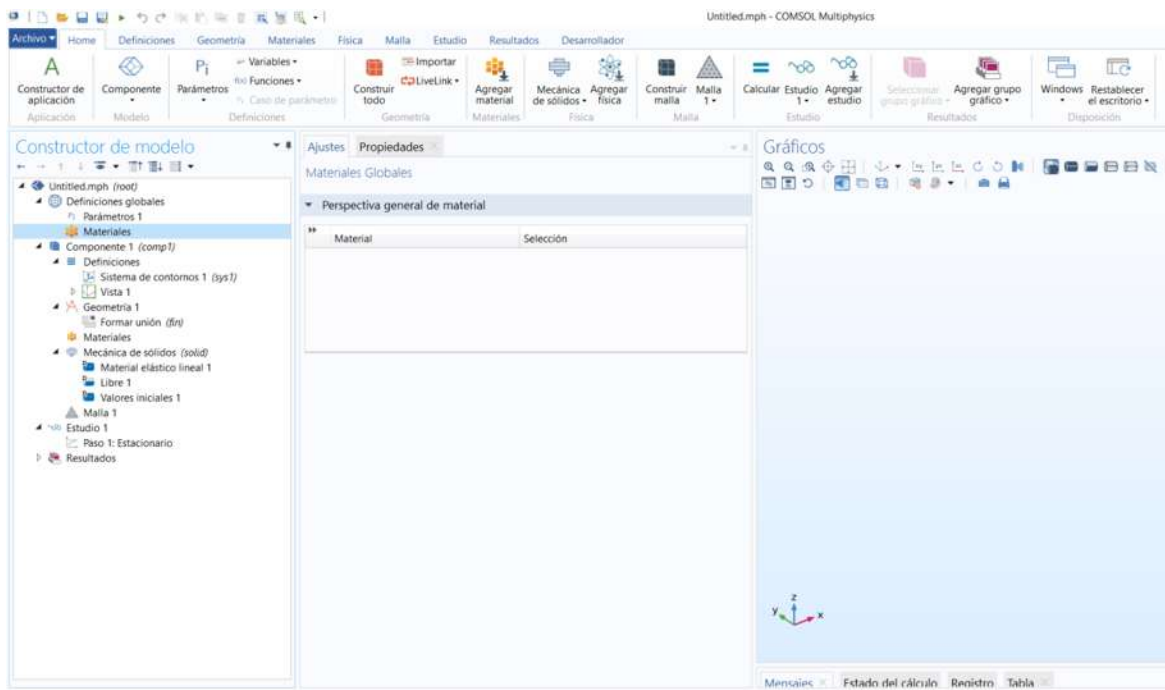


Figura 29. Pasos para preparar el ambiente requerido en COMSOL.

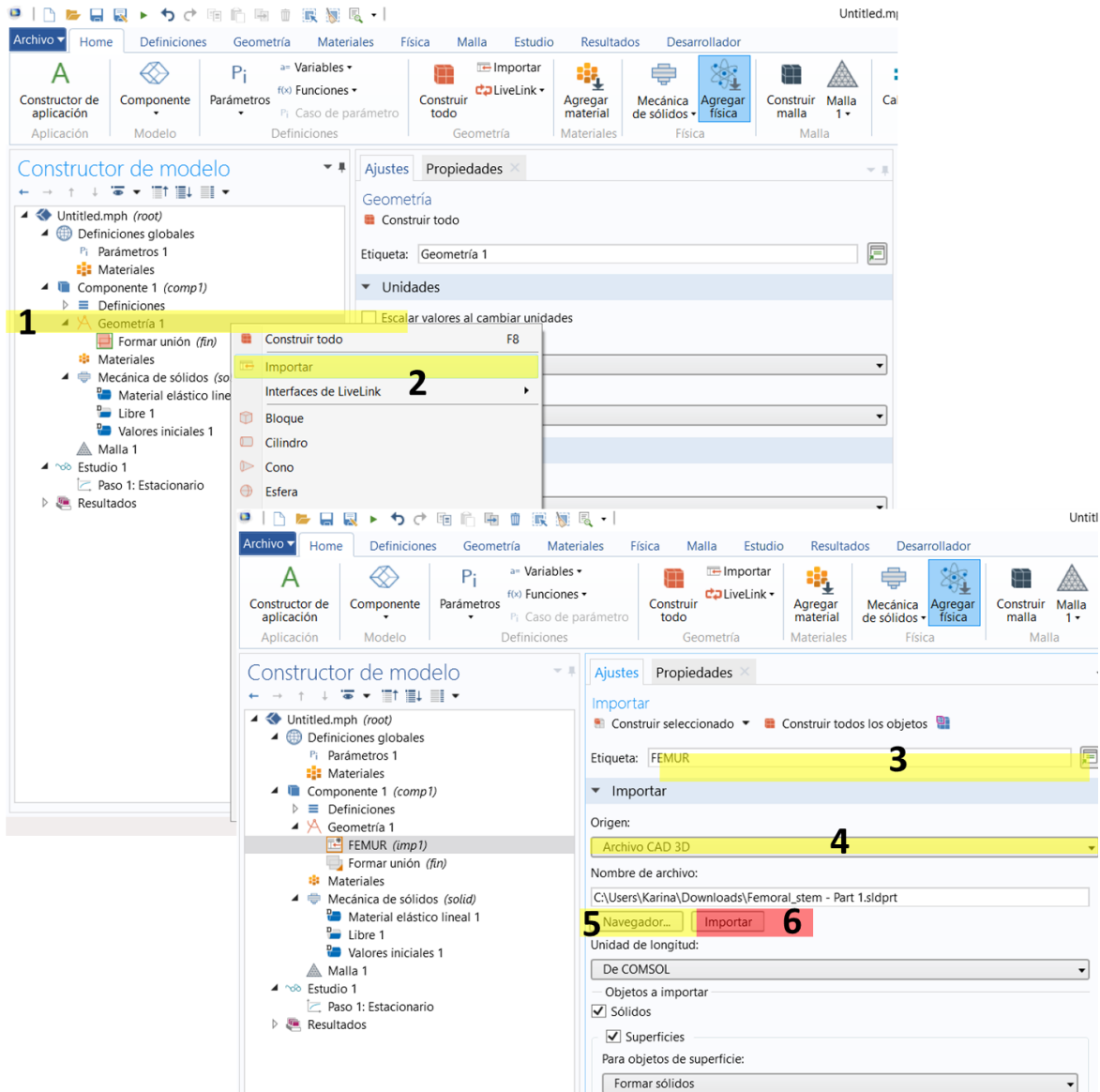
Como resultado de los pasos seguidos en la figura anterior se tiene el siguiente ambiente de trabajo:



**Figura 30. Ambiente gráfico de COMSOL.**

Para realizar la unión prótesis - fémur, primeramente, se deben de importar los dos modelos sólidos siguiendo el orden que se muestra en la Figura 31. En el lado izquierdo de ambiente gráfico, en la sección “Constructor de modelo” desplegamos los submenús de “Componente 1” y seleccionamos lo siguiente:

1. Clic derecho sobre “Geometría 1”
2. Clic izquierdo en “importar”
3. Etiqueta. Colocar el nombre del objeto.
4. Origen. Seleccionar el tipo de archivo, en nuestro caso es un “Archivo CAD 3D”.
5. Navegador. Seleccionar la ubicación del archivo en el computador.
6. Importar. Clic sobre importar para que el modelo sea importado a la sección de “GRÁFICOS”.



**Figura 31. Pasos requeridos para importar los modelos 3D a COMSOL.**

Una vez que se tienen importados los modelos se procedió a realizar un ajuste por medio de la rotación-desplazamiento de objetos ya que los ejes de referencia de modelado no coincidían, estos solamente se realizaron sobre el modelo de prótesis. En la Figura 32 del lado izquierdo se muestra gráficamente el orden en el que se realizaron los movimientos-rotaciones y del lado derecho se muestran tabulados los detalles de cada uno.

Desplazamiento	Plano	X(m)	Y(m)	Z(m)
Move 1	xy	-0.015	2	-0.007
Move 2	xy	-0.08	-0.0757	-0.08
Move 3	xy	-30	3	38
Rotaciones	Plano	eje	valor	
Rotate 1	xy	z	8	
Rotate 2	xy	y	-138	
Rotate 3	xy	x	-75	

**Figura 32. Ajustes de ejes de referencia de prótesis.**

Una vez que los ejes de referencia coinciden en los modelos se selecciona la opción de “Form Union” y posteriormente construir todo, con este proceso unimos nuestros modelos en un solo modelo sólido.

#### 4.2. MALLADO DE LA UNIÓN PRÓTESIS-FÉMUR.

En el ambiente gráfico de COMSOL (Figura 30) en la sección de “Constructor de Modelo”, en la opción de “COMPONENT 1” se encuentra mallado “Mesh”.

Primeramente, se intento realizar el mallado de la unión prótesis fémur, con la malla tetraédrica, de tamaño mínimo de elemento de 0.0563 mm, una tasa de crecimiento máxima de 1.45 mm y un factor de curvatura de 0.5. El resultado de este intento nos arrojó mas de 20 millones de elementos con un uso de 80 GB de memoria (RAM + VIRTUAL) pero sin logros mas allá del fallo antes del 30% de avance en el proceso de computo.

En un segundo intento, se modificó la geometría del hueso, recortándolo en su extremidad inferior para reducir el numero de elementos que este generaba. El número de elementos obtenidos fue de 412 130 elementos tetraédricos, 77 676 elementos triangulares en la interfaz prótesis-hueso en un tiempo de 3 775 segundos con el uso de poder de computo de 28 GB (FÍSICA + VIRTUAL).

#### 4.3. ANÁLISIS BIOMECÁNICO CONSIDERANDO EL EFECTO SOBRE LA REABSORCIÓN ÓSEA.

En este segundo análisis biomecánico se integran todas las decisiones tomadas en base a los estudios anteriores. Se retomaron los datos obtenidos en el capítulo 3 donde se observaba cuales modelos tenían mejores características mecánicas, pero, hasta este capítulo fue donde se decidió seleccionar cuatro modelos para realizar las pruebas de reabsorción ósea y son los siguientes:

- Modelo E1 totalmente solido con un radio de cabeza femoral de 11.5 mm
- Modelo E2 hueco con un radio de cabeza femoral de 11.5 mm
- Modelo E3 totalmente solido con un radio de cabeza femoral de 10 mm
- Modelo E4 hueco con un radio de cabeza femoral de 10 mm

La selección se hizo en base a tres parámetros fundamentales: **Resistencia a la fatiga, factores de seguridad y peso de la prótesis.**

En las pruebas de resistencia a la fatiga, este modelo logró superar las pruebas evitando así que la prótesis sufra alguna deformación o rotura al efectuar alguna actividad cotidiana ejercida. Esto a su vez nos proporcionó los factores de seguridad más altos en comparación de los demás modelos que se muestran en la Tabla 5. Por último, al comparar el peso de nuestros modelos, encontramos que los modelos más ligeros son los correspondientes al modelo E, esto es de vital importancia, ya que, al ser un modelo muy ligero, permite tener una mejor adaptación al hueso, permitiendo tener una cercanía con las propiedades mecánicas del mismo.

Por tanto, estos cuatro modelos seleccionados fueron los que se probaron para observar el comportamiento respecto a la reabsorción ósea que tienen a generar los modelos de Ti6Al4V al acoplarse al hueso fémur y simular la acción de distintas cargas.

#### 4.3.1. Parámetros de simulación

1. *Materiales.* Los materiales seleccionados fueron Ti6Al4V y hueso trabecular. Las propiedades mecánicas se encuentran tabuladas en la siguiente tabla:

	<i>MODULO DE YOUNG</i>	<i>COEFICIENTE DE POISON</i>	<i>DENSIDAD</i>
<i>Ti6Al4V</i>	110Gpa	0.33	4500 kg/m <sup>3</sup> [31]
<i>HUESO TRABECULAR</i>	3GPa	0.33	1800 kg/m <sup>3</sup> [53]

2. *Actividades.* Las actividades seleccionadas fueron en base al análisis de resultados de la Tabla 5, al observar cuales eran las actividades críticas que desarrolla el usuario que son las siguientes:
  - Bajar escaleras
  - Caminar
  - Trotar
  - Subir escaleras

3. *Restricciones.* Las cargas se aplican en la cabeza femoral y se fija el acoplamiento por la parte inferior del hueso fémur.
4. *Mallado.* Ver apartado 4.2.

Los parámetros mencionados son vaciados en el Constructor del modelo: en la sección de “Materials” se teclean manualmente los datos, al crear el apartado de cada material es necesario seleccionar en el modelo las zonas correspondientes a cada material. Las restricciones se encuentran en el apartado de “Solid Mechanics” con las etiquetas “boundary load” y “fixed constraint”, la primera para indicar la zona de aplicación de las cargas y la segunda para indicar la parte a fijar, en esta última, las cargas que se indican son las correspondientes a la realización de alguna actividad.

Con los parámetros anteriores, se realizaron 16 simulaciones, una para cada modelo de prótesis con las cargas generadas por las actividades críticas. Además, en COMSOL, se aplicó el modelo de mecanoregulación de Hanna Isaksson [4], en el cual se utiliza la deformación deviatorica calculada a partir de las deformaciones principales de acuerdo a la ecuación:

$$y_0 = \frac{1}{3} \sqrt{(\varepsilon_1 - \varepsilon_2)^2 + (\varepsilon_2 - \varepsilon_3)^2 + (\varepsilon_3 - \varepsilon_1)^2} \quad \text{Ec.7}$$

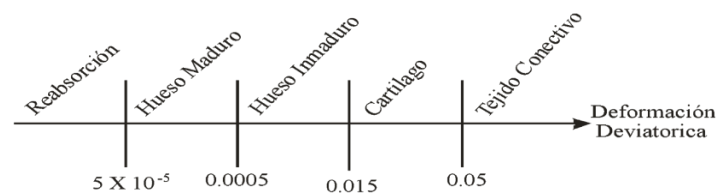
Donde:

- $y_0$  es la deformación deviatorica,
- $\varepsilon$  es la deformación principal en las direcciones 1(x), 2(y) y 3(z) [4].

El objetivo de la Mecanobiología es entender la respuesta celular bajo una acción mecánica, mediado, a su vez, por otros factores que inhiben o ayudan a la reacción celular ante un determinado nivel tenso-deformacional. La característica esencial es el acoplamiento fuerte entre Biología y Mecánica, produciéndose una comunión inseparable entre ambas e influyendo una sobre otra. Estos conocimientos, son una herramienta fundamental para la interpretación de los resultados de los análisis biomecánicos que se realizan a través de elemento finito, sirviendo como guía para todo el diseño de experimentos.

En mecanobiología, los modelos matemáticos se han desarrollado y usado junto con experimentos in vivo e in vitro para determinar cuantitativamente las normas que rigen los efectos de la carga mecánica en las células, la diferenciación en tejidos, el crecimiento, la adaptación y el mantenimiento de los huesos. Las perturbaciones mecánicas son aplicadas a la geometría del modelo, y el medio ambiente mecánico es calculado usando el método de elementos finitos. Actualmente, la simulación ofrece una oportunidad de comparar los resultados experimentales con los resultados de computo y con este panorama, en un futuro, reducir los costos de experimentación in vivo.

De acuerdo a los experimentos de Hanna Isaksson, se establecen los límites de la deformación Deviatórico que establecen los parámetros en los cuales se generan una respuesta celular ante ciertos estímulos.



**Figura 33. Rango de valores propuestos por Hanna Isaksson para la deformación deviatórica y su relación con los tipos de tejido formado [4].**

## CAPÍTULO 5. ANÁLISIS DE RESULTADOS

Tomando en cuenta los límites del algoritmo, que se muestran en la Figura 33, en el cual se establecen rangos para la reabsorción, hueso maduro, hueso inmaduro, cartílago y tejido conectivo y con la ayuda de este modelo se pueden verificar las partes del hueso en donde se encuentran cada uno de los rangos para verificar las zonas donde se produce reabsorción ósea por el adecuamiento de nuestro modelo de prótesis al hueso.

En las Figuras 34-37 se puede observar gráficamente los resultados de la implementación del modelo de Hanna Isaksson en el acoplamiento prótesis-fémur.

Se puede observar que en los 4 modelos que la reabsorción ósea se presenta en el trocante mayor del hueso fémur, corresponde al área mostrada en color negro, lo cual indica que en el hueso no se están presentando grandes esfuerzos ya que la concentración de las cargas recae sobre la prótesis. En la cabeza femoral de la prótesis también se encuentra marcada, pero en este caso no se toma en cuenta ya que el material sigue siendo Ti6Al4V y en él no se puede crear reabsorción ósea por sus propiedades mecánicas.

Al observar la relación entre las condiciones de carga vs zonas de reabsorción ósea de los modelos que se encuentra con mayor amplitud en la parte inferior de cada figura (34-37), podemos ver que el área de generación de reabsorción ósea varía en cada modelo con cada actividad, pero no de manera significativa.

La importancia de que la reabsorción ósea se esté presentado en el trocante mayor y no en alguna zona de contacto prótesis-fémur es que se logra evitar el aflojamiento de la prótesis a largo plazo.

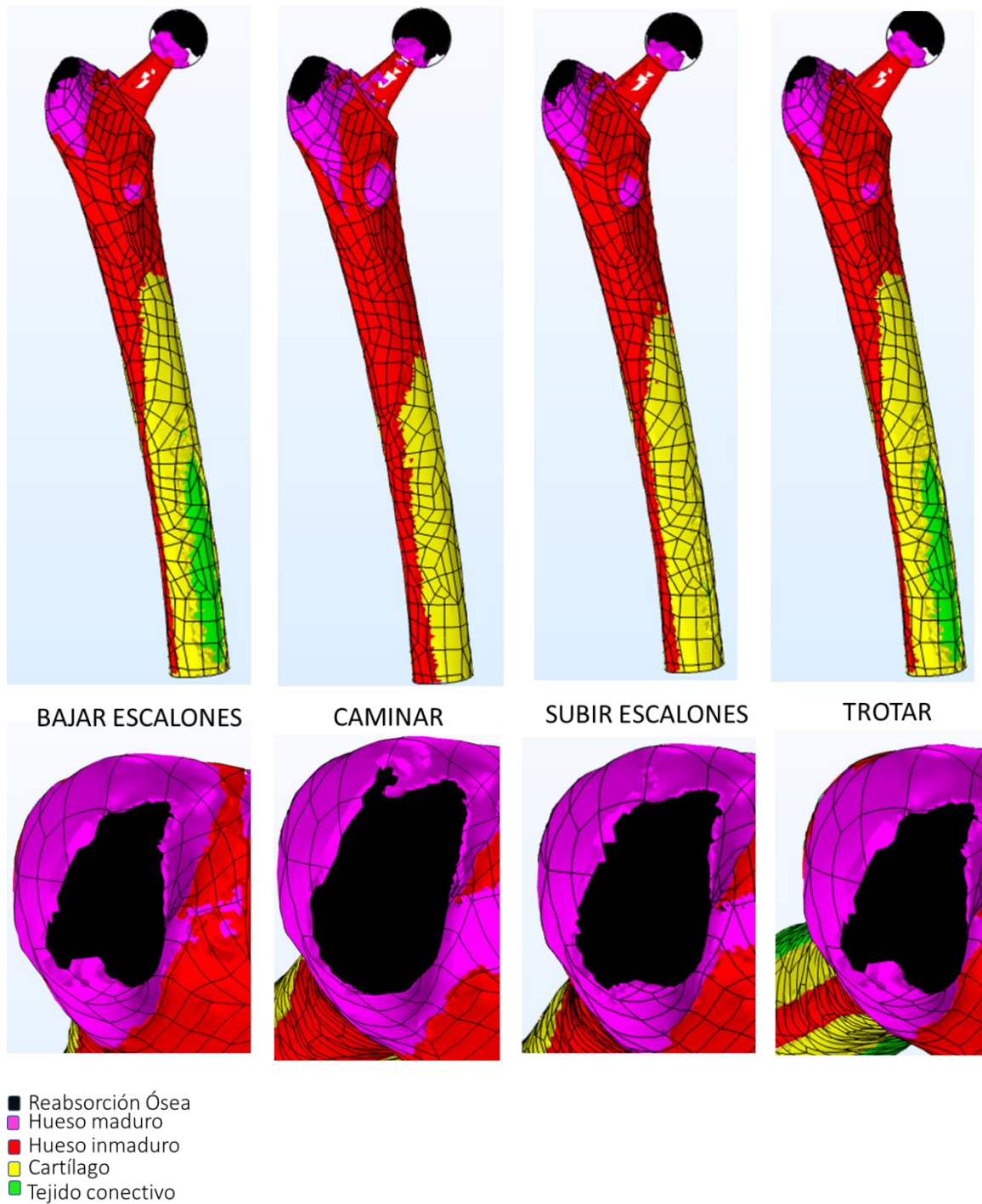
En las figuras, vemos como surge la osteogénesis por contacto prótesis-fémur correspondiente a los materiales bio-inertes (Titanio y sus aleaciones, carbono, alúmina, circona, óxido de titanio, nitruro de titanio y de silicio). La adhesión del implante es exclusivamente mecánica produciéndose la denominada “fijación biológica”. El hueso crece de manera ordenada en contacto directo con el implante generalmente con un espesor mínimo de capa de tejido fibroso y puede variar dependiendo del material y de la extensión del movimiento relativo.

En las imágenes se coincide en que en la zona del cuello femoral hay partes donde no se produce osteogénesis alrededor del material, ya que al observarlas detenidamente se pueden pequeñas áreas sin color alguno, es decir, en esas zonas no se está produciendo ningún efecto, ya que la prótesis en esta zona únicamente se encuentra en contacto directo con músculos

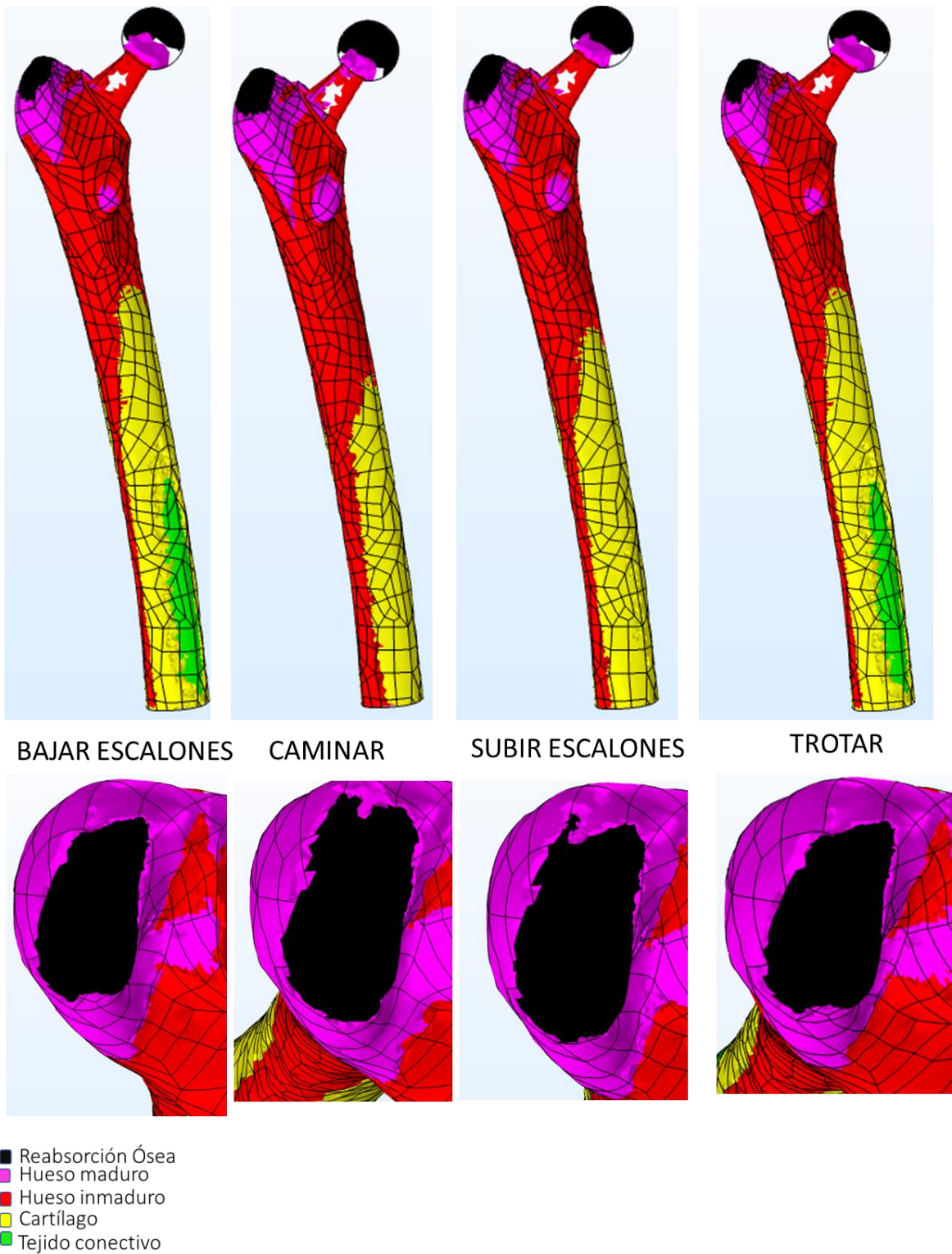
El color magenta, se representa la osteogénesis de hueso maduro y este se presenta en las zonas del trocante mayor, en mayor o menor proporción también sobre el trocante menor con mayor generación en la actividad de caminar.

El color rojo, muestra que mayormente la osteogénesis nos arrojará hueso inmaduro lo cual indica una buena adaptación de la prótesis por que se genera alrededor de ella hueso nuevo y con el tiempo se logra fijar completamente.

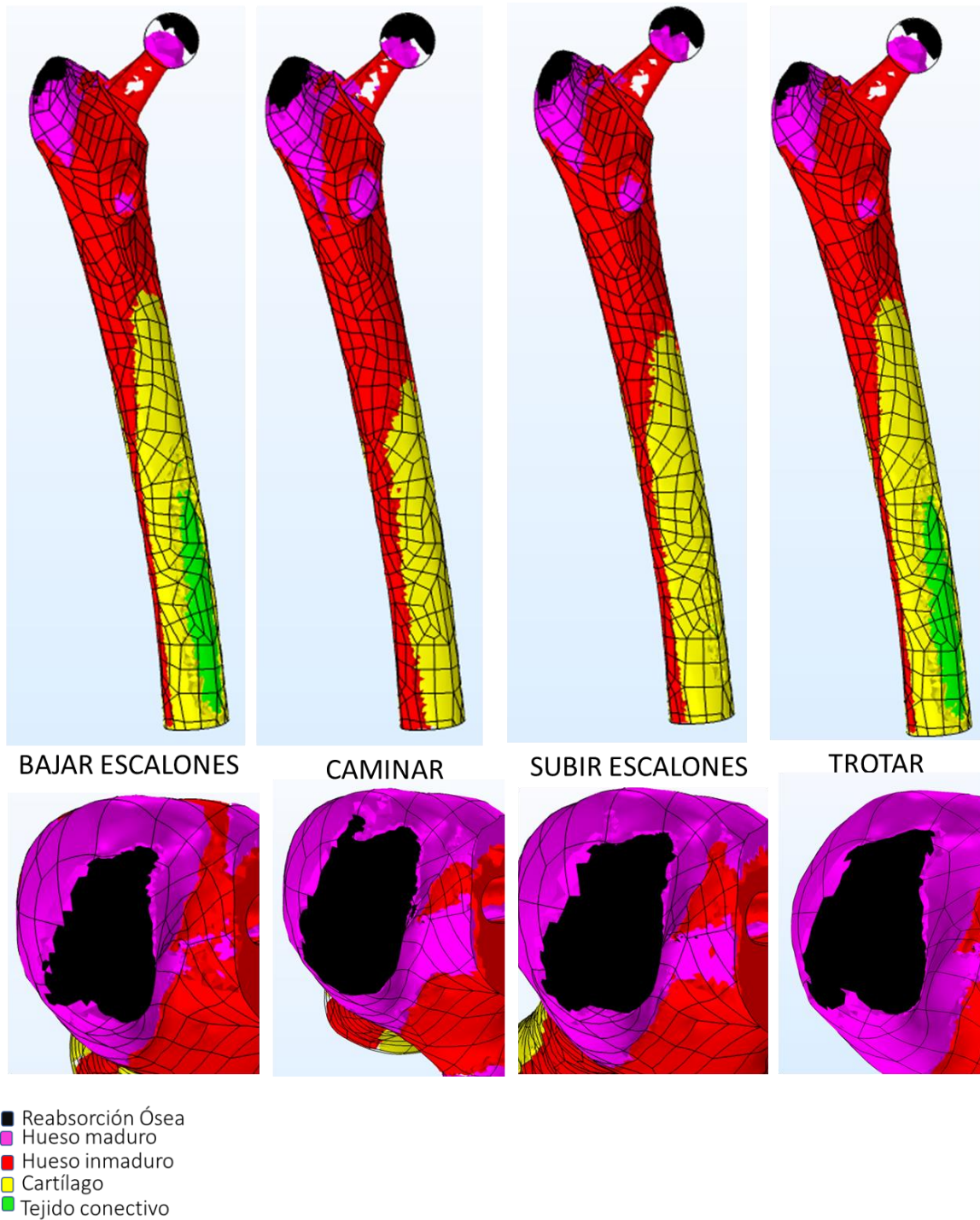
Los colores amarillo y verde, represen las zonas donde tiende a formarse cartílago y tejido tisular, cabe destacar que estos solo se presentan en la superficie del hueso por la nueva adaptación de los músculos al implante.



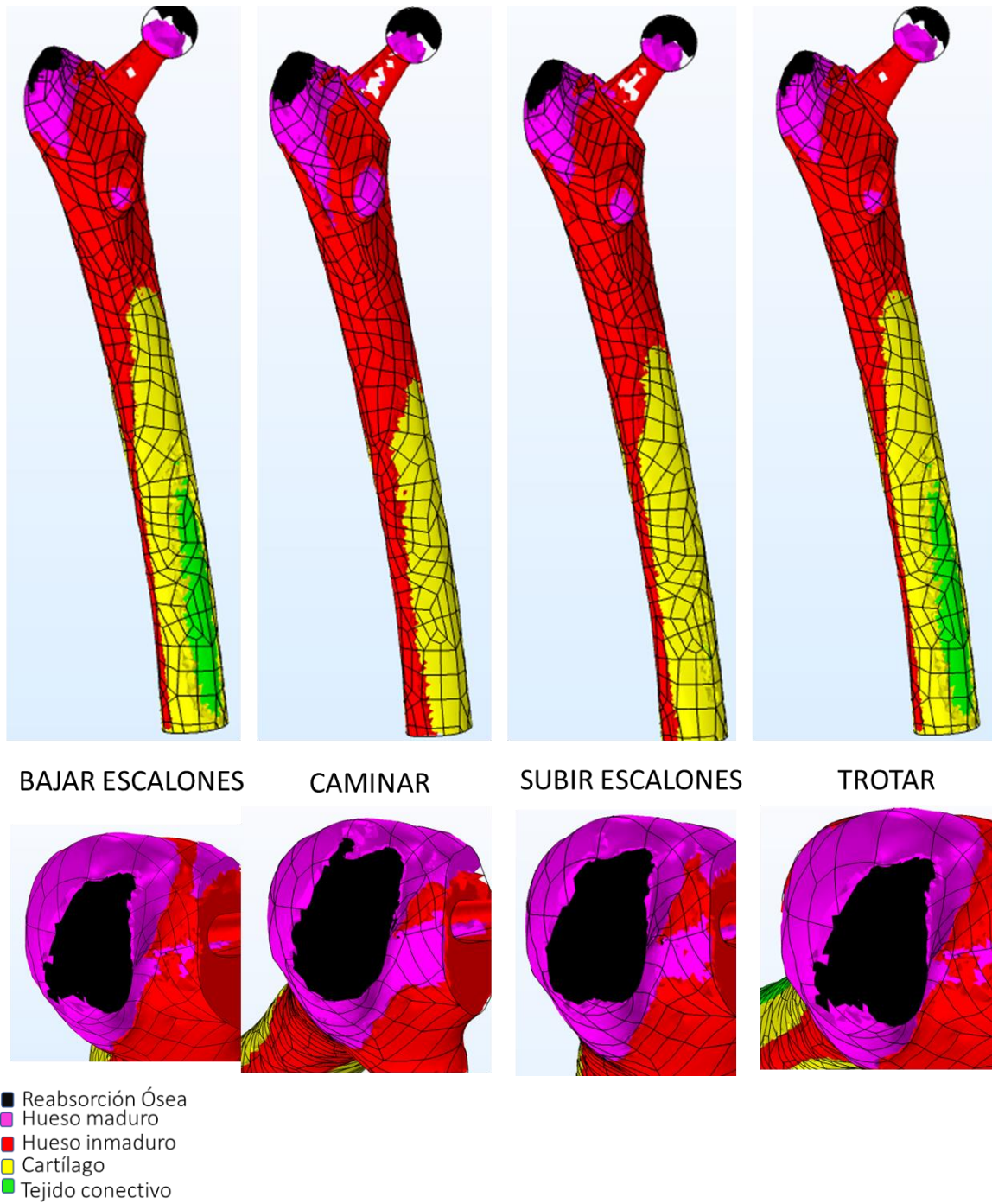
**Figura 34.** Relación entre las condiciones de carga vs zonas de reabsorción ósea del modelo E1.



**Figura 35. Relación entre las condiciones de carga vs zonas de reabsorción ósea del modelo E2.**



**Figura 36. Relación entre las condiciones de carga vs zonas de reabsorción ósea del modelo E3.**



**Figura 37. Relación entre las condiciones de carga vs zonas de reabsorción ósea del modelo E4.**

De manera cualitativa, se puede observar que los cuatro modelos presentan un comportamiento similar en torno a la reabsorción ósea que las cargas provenientes de las actividades cotidianas generan.

De acuerdo con Hanna Isaksson, su modelo de mecanoregulación establece que las células mesenquimales presentes en el sistema periférica y que emigran a la zona donde se encuentra la prótesis tenderán a recibir señales relacionadas con la formación de nuevo hueso y paulatinamente para la madurez del mismo, esta situación se conoce como OSTEOSÍNTESIS Y OSTEOINTEGRACIÓN. En los modelos se aprecia que en la zona de interfaz hueso-prótesis se pudiera presentar dicha osteosíntesis y consecuentemente una osteointegración.

Por otra parte, la reabsorción ósea que hace que las prótesis tiendan a aflojarse no se encuentra en la interfaz prótesis-hueso por lo que se concluye que el diseño de las prótesis propuestas tendera más a la osteointegración que a la reabsorción ósea y por lo tanto son viables para aplicaciones clínicas.

En cuanto a la selección del mejor modelo desde el punto de vista de reabsorción ósea al no presentar diferencias significativas se propone seleccionarlo en base al mejor factor de seguridad, costos de manufactura o costo de la prótesis y la factibilidad de manufactura.

## CAPÍTULO 6. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

**Como conclusiones derivadas del presente trabajo tenemos que:**

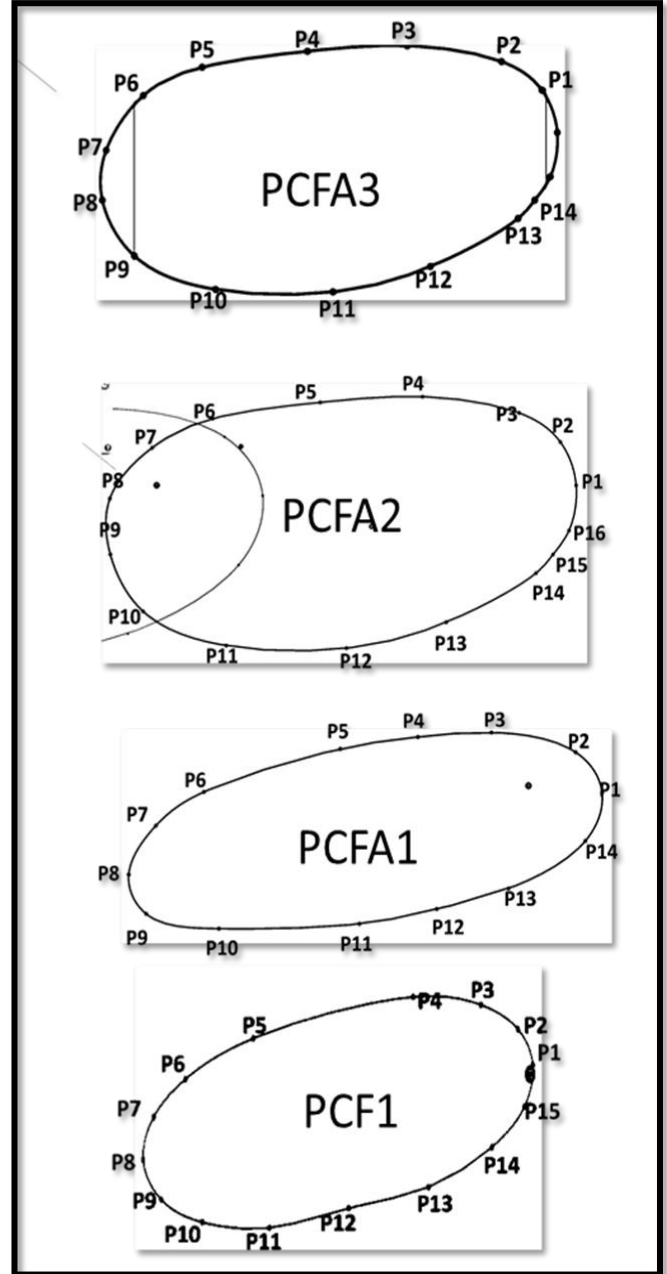
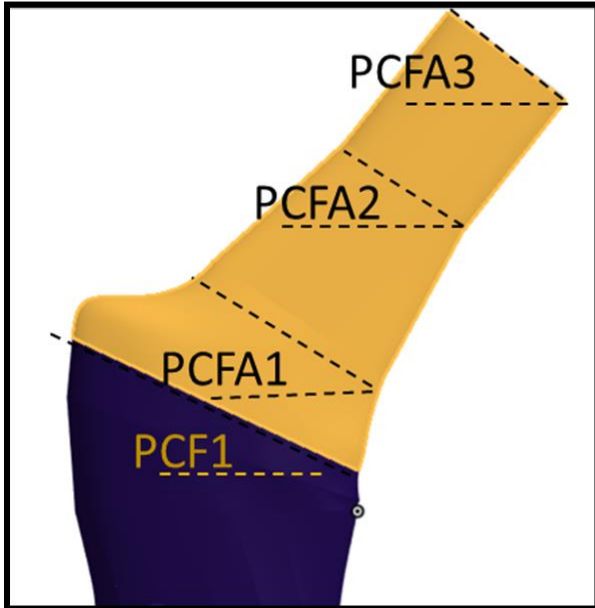
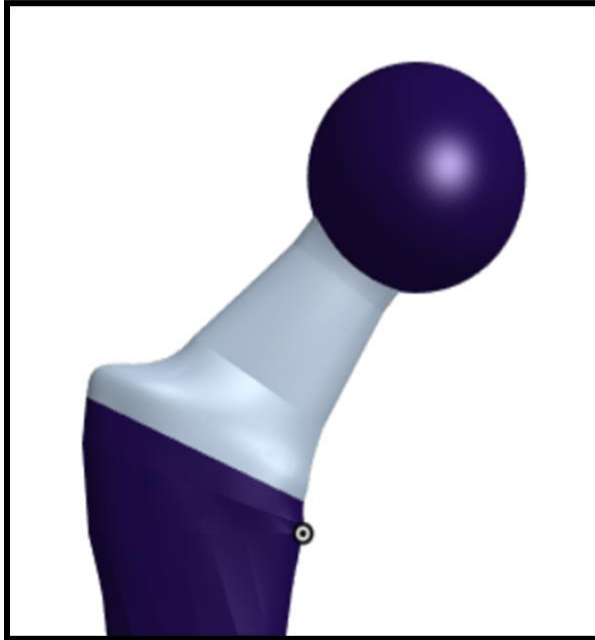
- 1) El material Ti6Al4V es muy idóneo para la fabricación de este tipo de prótesis dado a que al ser un material bioinerte que presenta buenas propiedades mecánicas y al ser un material ligero, nos permite reducir apantallamiento de tensiones en el interfaz prótesis- fémur
- 2) El rediseño practicado al modelo de prótesis arroja con las pruebas desarrolladas buena compatibilidad y buena biofuncionalidad, es decir, en el acoplamiento del implante al hueso, las zonas de reabsorción no varían significativamente al realizar las pruebas con las distintas actividades.
- 3) La osteogénesis producida por la implantación de la prótesis de Ti6Al4V indica que existe una buena adaptación del hueso al nuevo implante. Al saber que en la mayor parte de nuestra prótesis se genera hueso inmaduro se tiene una remodelación ósea garantizada para la fijación exitosa.
- 4) En cuanto a la reabsorción ósea, la zona en la que esta se presenta, en todos los casos de simulación, no representa un factor que genere impactos significativos ya que, al encontrarse en la periferia del hueso, y fuera de las zonas de contacto prótesis fémur, se evita que esta se afloje y se requiera un nuevo implante. Además, como parte del proceso del cuerpo ese regenerar eventualmente el hueso, por tanto, las zonas de reabsorción ósea podrían regenerarse al paso del tiempo.
- 5) Se logró establecer una metodología para el diseño de prótesis personalizadas a partir de imágenes médicas y software de diseño asistido por computadora en la nube optimizando los recursos de la computadora.

## RECOMENDACIONES Y/O TRABAJOS FUTUROS

- Llevar acabo la manufactura de la prótesis femoral para una aplicación real, realizar pruebas de resistencia y desgaste para comparar con los datos obtenidos y verificar su funcionalidad.
- Implementar otros modelos de reabsorción ósea para tener estudios de tipo cuantitativo.
- Realizar estudios de tratamientos superficiales en la prótesis para favorecer la osteointegración de prótesis-hueso.

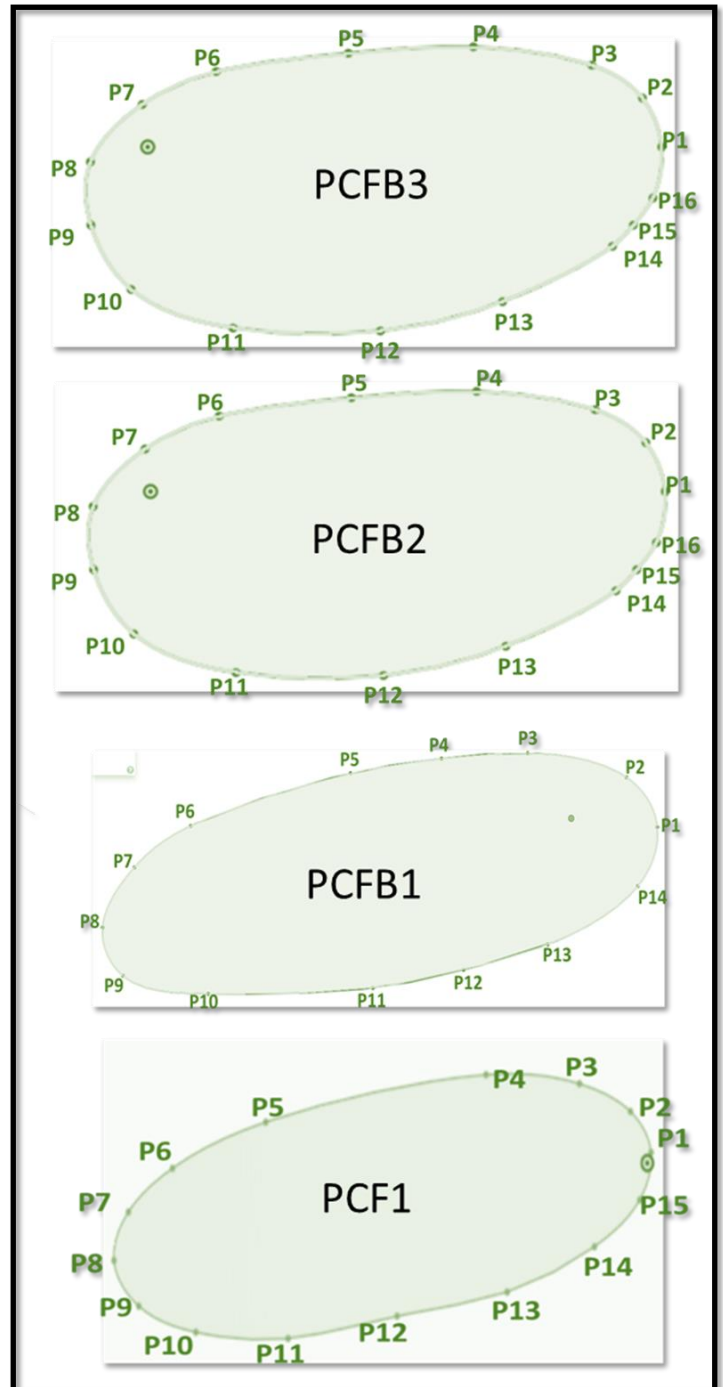
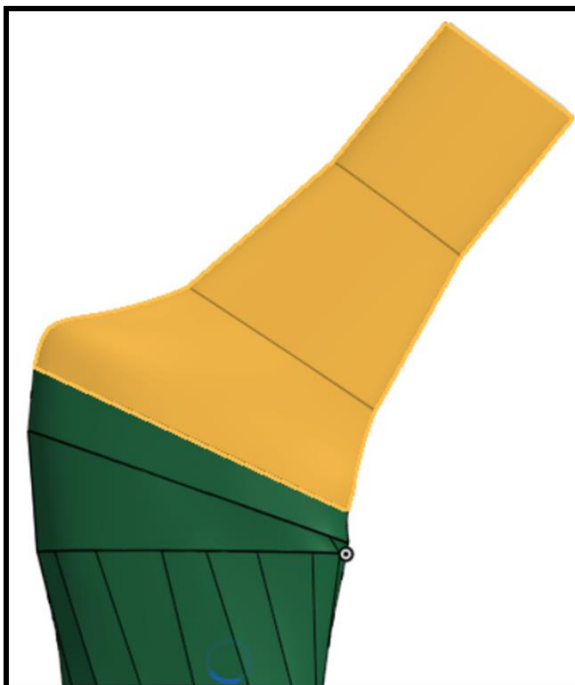
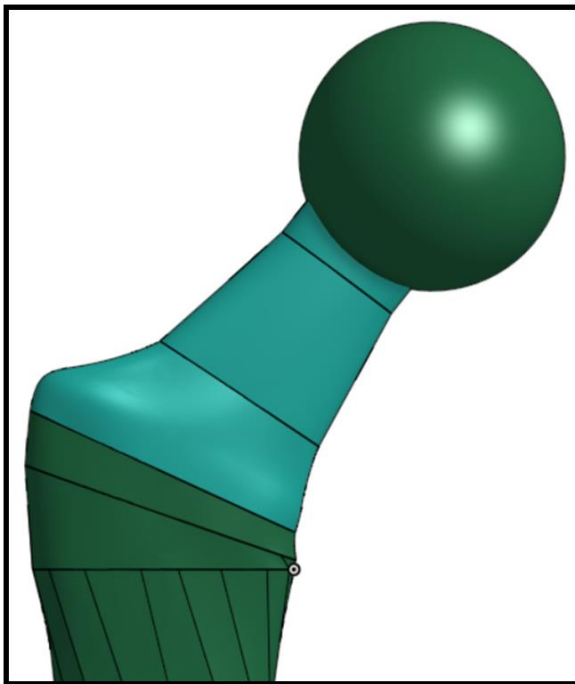
## ANEXO I. PERFILES GEOMÉTRICOS.

## MODELO A



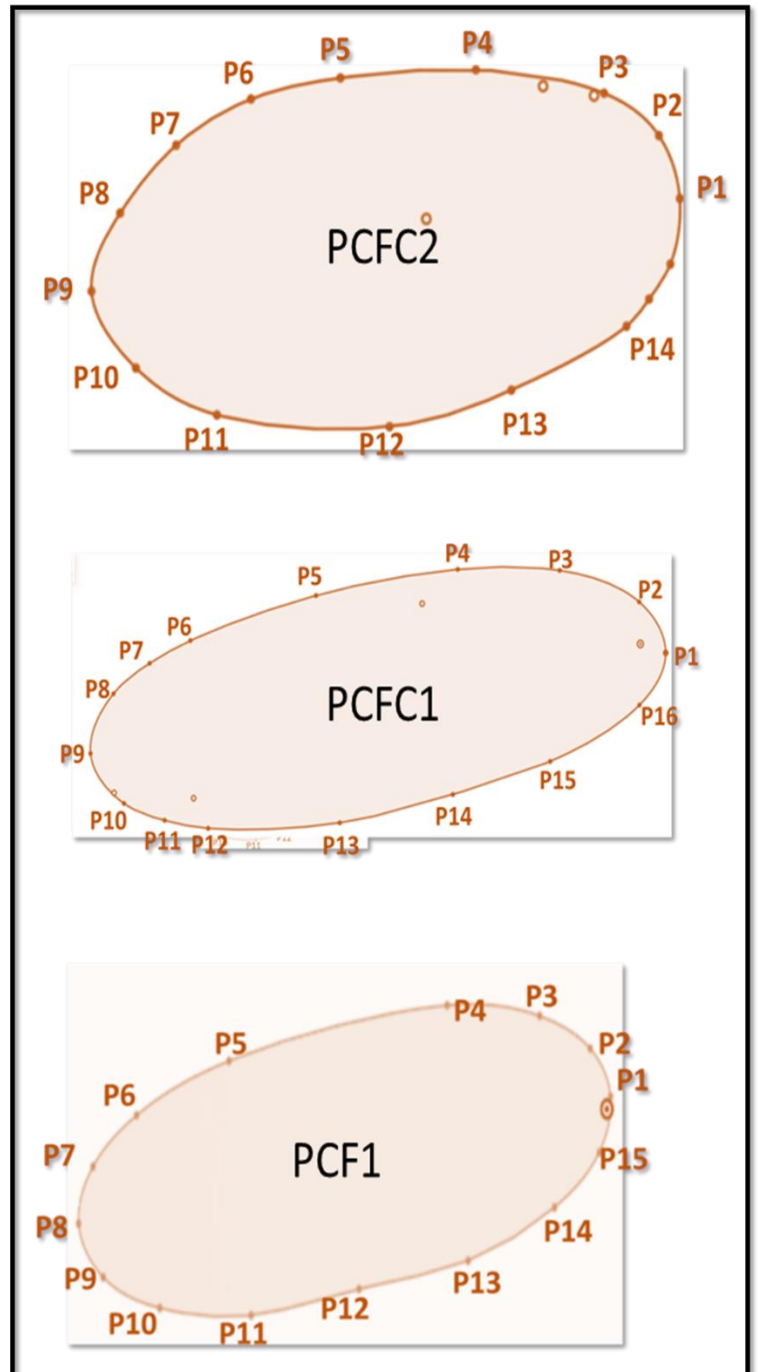
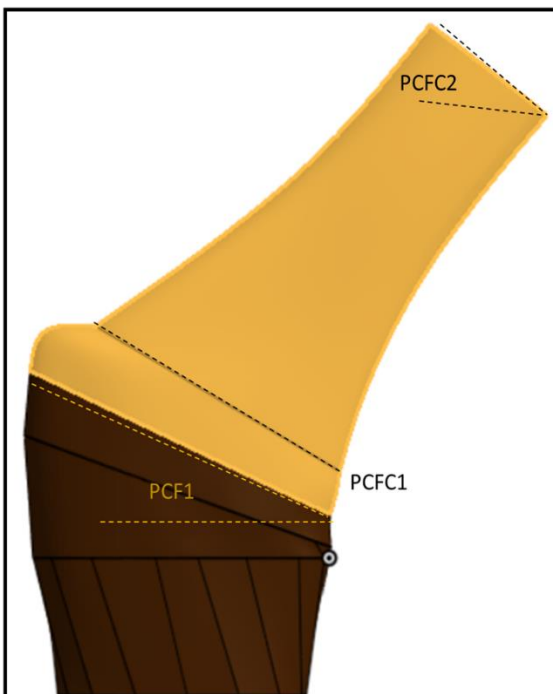
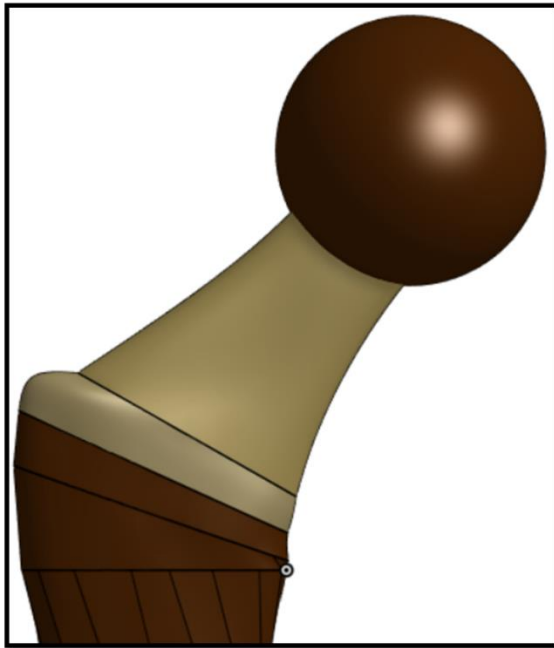
$$\text{Área} = 1227.686 \text{ mm}^2$$

## MODELO B



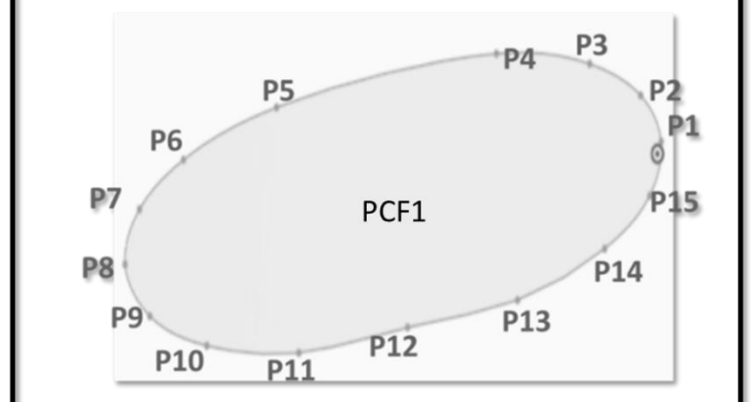
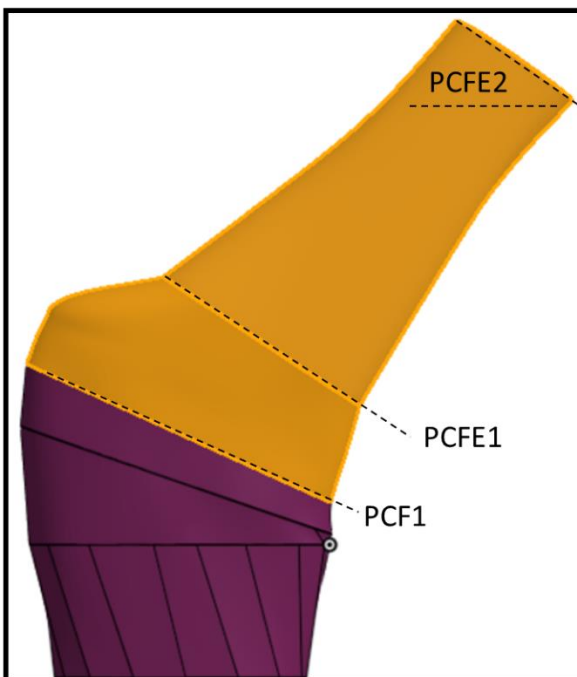
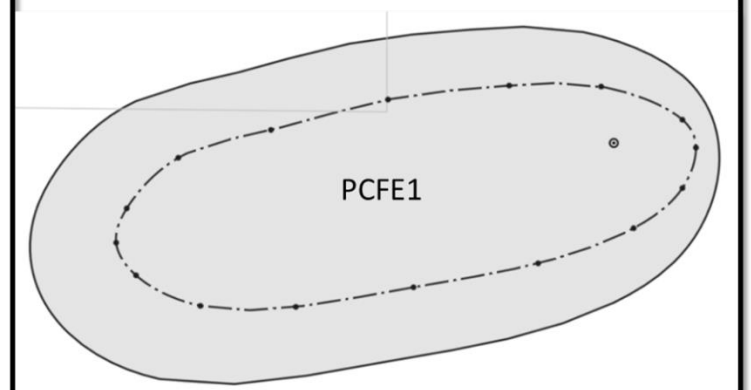
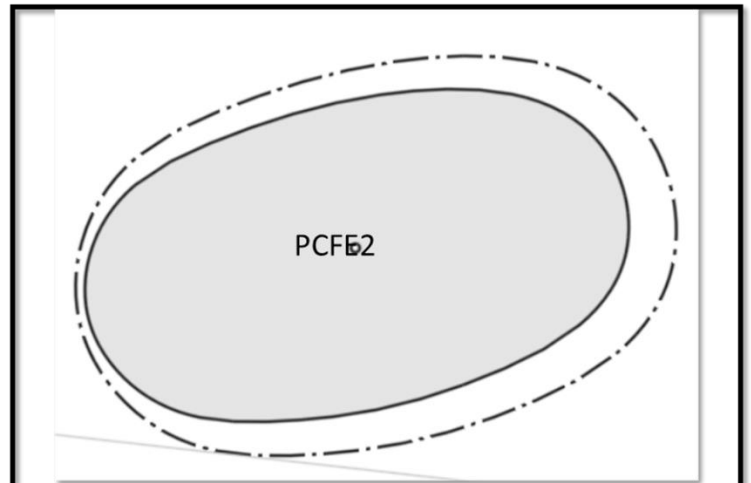
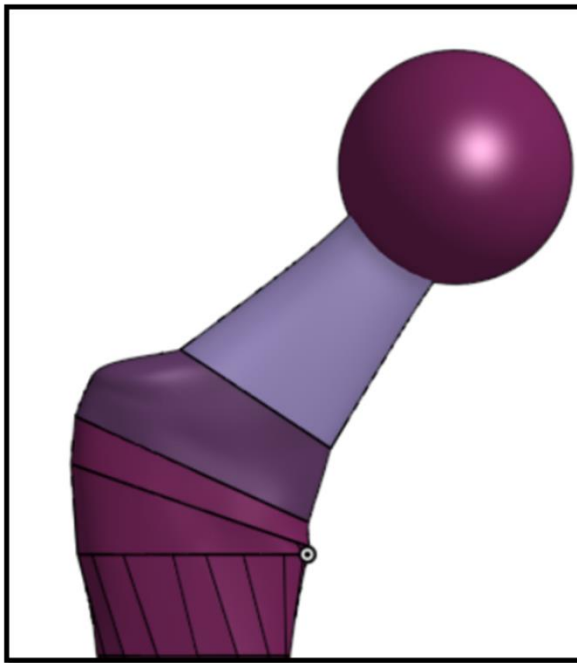
$$\text{Área} = 1236.527 \text{ mm}^2$$

## MODELO C



$$\text{Área} = 1229.546 \text{ mm}^2$$

## MODELO C



Área= 1140.117 mm<sup>2</sup>

## ANEXO II. RESULTADOS DEL ANÁLISIS BIOMECÁNICO 1.

<b>MODELO. A</b>								
<b>ACTIVIDAD</b>	<b>ASR11.5</b> Von Mises (Pa)	<b>FS</b>	<b>ASH11.5</b> Von Mises (Pa)	<b>FS</b>	<b>ASR10</b> Von Mises (Pa)	<b>FS</b>	<b>AHR10</b> Von Mises (Pa)	<b>FS</b>
Caminar	480298304	1.92	432160896	2.13	485771008	1.89	476570208	1.93
De pie	454355158	2.02	405750048	2.27	459720032	2.00	449591904	2.05
Andar en bicicleta	221404768	4.16	195821200	4.70	220018592	4.18	218160608	4.22
Levantarse	410757472	2.24	364171456	2.53	415543552	2.21	406023520	2.27
Bajar escaleras	854454144	1.08	758852544	1.21	860441472	1.07	845017600	1.09
Subir escaleras	645358656	1.43	571300672	1.61	641054592	1.44	637481920	1.44
Sentarse	358263392	2.57	321666176	2.86	362364192	2.54	355099872	2.59
Trotar								
Promedio		<b>2.06</b>		<b>2.32</b>		<b>2.05</b>		<b>2.09</b>

<b>MODELO. B</b>								
<b>ACTIVIDAD</b>	<b>BSR11.5</b> Von Mises (Pa)	<b>FS</b>	<b>BSH11.5</b> Von Mises (Pa)	<b>FS</b>	<b>BSR10</b> Von Mises (Pa)	<b>FS</b>	<b>BHR10</b> Von Mises (Pa)	<b>FS</b>
Caminar	471005024	1.95	475608672	1.93	481958080	1.91	480835136	1.91
De pie	451617920	2.04	448752128	2.05	456281792	2.02	451387936	2.04
Andar en bicicleta	217123104	4.24	216884528	4.24	218824560	4.20	219211328	4.20
Levantarse	400654048	2.30	403819938	2.28	412238272	2.23	409626048	2.25
Bajar escaleras	846917568	1.09	837976064	1.10	856042176	1.07	861369664	1.07
Subir escaleras	632681920	1.45	632769088	1.45	639609792	1.44	643272448	1.43
Sentarse	350335136	2.63	354319840	2.60	359486912	2.56	358286208	2.57
Trotar								
Promedio		<b>2.10</b>		<b>2.10</b>		<b>2.06</b>		<b>2.07</b>

**MODELO. C**

<b>ACTIVIDAD</b>	<b>CSR11.5</b> Von Mises (Pa)	<b>FS</b>	<b>CSH11.5</b> Von Mises (Pa)	<b>FS</b>	<b>CSR10</b> Von Mises (Pa)	<b>FS</b>	<b>CHR10</b> Von Mises (Pa)	<b>FS</b>
Caminar	493389440	1.86	495042080	1.86	501507040	1.83	493832064	1.86
De pie	440650144	2.09	441151072	2.09	441287904	2.08	440473152	2.09
Andar en bicicleta	225095840	4.09	229382464	4.01	230310896	3.99	226827424	4.06
Levantarse	408742048	2.25	409333632	2.25	410497088	2.24	407186368	2.26
Bajar escaleras	882324480	1.04	899080256	1.02	903983872	1.02	886896704	1.04
Subir escaleras	658014592	1.40	670860096	1.37	674819520	1.36	661670848	1.39
Sentarse	366538464	2.51	366891520	2.51	372029952	2.47	366598240	2.51
Trotar	872725248	1.05	889433728	1.03	894744832	1.03	877308224	1.05
<b>Promedio</b>		<b>2.04</b>		<b>2.02</b>		<b>2.00</b>		<b>2.03</b>

**MODELO. D**

<b>ACTIVIDAD</b>	<b>DSR11.5</b> Von Mises (Pa)	<b>FS</b>	<b>DSH11.5</b> Von Mises (Pa)	<b>FS</b>	<b>DSR10</b> Von Mises (Pa)	<b>FS</b>	<b>DHR10</b> Von Mises (Pa)	<b>FS</b>
Caminar	499123776	1.84	499467232	1.84	499704032	1.84	501424096	1.83
De pie	479400512	1.92	476607424	1.93	479454304	1.92	476919488	1.93
Andar en bicicleta	229981504	4.00	228017488	4.03	230272800	4.00	226523504	4.06
Levantarse	424165472	2.17	425309408	2.16	424353760	2.17	373062496	2.47
Bajar escaleras	899125632	1.02	892162112	1.03	901027136	1.02	890202944	1.03
Subir escaleras	670518464	1.37	666232512	1.38	672236544	1.37	664903680	1.38
Sentarse	371343200	2.48	371706336	2.48	371652448	2.48	373062496	2.47
Trotar	888714944	1.04	883162624	1.04	890922496	1.03	881547968	1.04
<b>Promedio</b>		<b>1.98</b>		<b>1.99</b>		<b>1.98</b>		<b>2.03</b>

**MODELO. E**

<b>ACTIVIDAD</b>	<b>DSR11.5</b> Von Mises (Pa)	<b>FS</b>	<b>DSH11.5</b> Von Mises (Pa)	<b>FS</b>	<b>DSR10</b> Von Mises (Pa)	<b>FS</b>	<b>DHR10</b> Von Mises (Pa)	<b>FS</b>
Caminar	433602528	2.1	452936000	2.03	409232896	2.25	336811232	2.73
De pie	381104544	2.4	404583594	2.27	356660832	2.58	337898400	2.72
Andar en bicicleta	201614304	4.6	205405952	4.48	189697360	4.85	143556592	6.41
Levantarse	338198240	2.7	372854016	2.47	326185408	2.82	288658880	3.19
Bajar escaleras	800882176	1.1	809567616	1.14	753185216	1.22	576896832	1.59
Subir escaleras	589197696	1.6	603430464	1.52	551522368	1.67	427377728	2.15
Sentarse	317384736	2.9	335831520	2.74	300498568	3.06	249442880	3.69
Trotar	791514176	1.2	801782080	1.15	743183040	1.24	573128640	1.61
<b>Promedio</b>		<b>2.32</b>		<b>2.22</b>		<b>2.46</b>		<b>3.01</b>

## BIBLIOGRAFÍA

- [1] P. El, E. D. E. La, and C. Y. La, “Osteolisis en el reemplazo total de cadera,” vol. 61.
- [2] D. A. B. Ing. Karina Hernandez Romero, Dr. Miguel Villagomez, “ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE UNA PRÓTESIS DE CADERA,” Universidad Michoacana de San Nicolas de Hidalgo.
- [3] B. Seral, M. A. Perez, J. M. Garcia-Aznar, M. Doblaré, and F. Seral, “Periprosthetic bone remodeling. A finite element study of the influence of the implant design,” *J. Appl. Biomater. Biomech.*, vol. 3, no. 2, pp. 117–11727, 2005, doi: 10.1177/228080000500300207.
- [4] H. E. D. ir. H. W. J. H. Isaksson, “Mechanical and mechanobiological influences on bone fracture repair - identifying important cellular characteristics,” Universiteitsdrukkerij TU Eindhoven, Eindhoven, The Netherlands.
- [5] INEGI, “En México Somos 126014 024 Habitantes:Censo De Población Y Vivienda 2020,” pp. 1–8, 2021, [Online]. Available: <http://censo2020.mx/>.
- [6] P. Clark *et al.*, “Osteoporosis in Latin America: panel expert review,” *Medwave*, vol. 13, no. 08, pp. e5791–e5791, Sep. 2013, doi: 10.5867/medwave.2013.08.5791.
- [7] CENETEC, “Evidencias y Recomendaciones,” *IMSS. Unidad de atención médica.*, p. 22, 2017, [Online]. Available: <http://www.imss.gob.mx/sites/all/statics/guiasclinicas/603GER.pdf>.
- [8] E.-A. Lj, E.-Z. Jr, and Z.-J. Fj, “Serum levels of vitamin D in healthy postmenopausal women at 4 cities in Mexico,” *Rev Metab Oseo Min*, vol. 4, pp. 389–398, 2006.
- [9] L. N. Lucio, E. Alejandro, Z. Cortés, and A. Reséndiz, “Consideraciones epidemiológicas de las fracturas del fémur proximal,” *Ortho-tpis*, vol. 8, no. 2, pp. 135–139, 2012.
- [10] M. T. Hermoso De Mendoza, “Clasificación de la osteoporosis. Factores de riesgo. Clínica y diagnóstico diferencial,” *An. Sist. Sanit. Navar.*, vol. 26, no. SUPPL. 3, pp. 29–52, 2003, doi: 10.4321/s1137-66272003000600004.
- [11] “La Osteoporosis: ¿Tiene sus huesos sanos?” <http://elliderusa.com/la-osteoporosis-tiene-sus-huesos-sanos/>.
- [12] L. Sara, R. Chuguransky, D. Ana, M. Cortizo, and C. A. D. Mccarthy, “Trabajo de tesis doctoral ‘ Alteraciones óseas asociadas con Diabetes mellit us : mecanismos patogénicos y estrategias de tratamiento con Alendronato ,’” 2016.
- [13] “VisibleBody.” .
- [14] R. R. J. A. Buckwalter, M. J. Glimcher, R. R. Cooper, “Bone Biology,” *Instr. Course Lect.*, vol. 77-A, no. 1, pp. 1256–1275, 1995.

- [15] R. G. MICHEL VAN DER REST, “Collagen Family of Proteins,” *FASEB J.*, vol. 5, no. 60, pp. 2814–2823, 1991.
- [16] S. Cruz, “Significado de las células óseas,” 2019. <https://significado.com/celulas-oseas/>.
- [17] M. Owen, “The Origin of Bone Cells,” *Int. Rev. Cytol.*, vol. 28, no. C, pp. 213–238, 1970, doi: 10.1016/S0074-7696(08)62544-9.
- [18] J. G. Gómez, “El proceso de remodelacion osea,” *Ortho-tips*, vol. 4, pp. 170–176, 2008.
- [19] P. Maquet and R. Furlong, “078 The Law of Bone Remodeling. Translated by P. Maquet and R. Furlong,” *Berlin, Springer-Verlag*, vol. 22, pp. 185–187, 1989.
- [20] C. D. Nieto, “6. Fracturas Fracturas,” pp. 1–10, [Online]. Available: <http://academia.utp.edu.co/soportevitalbasicoypa/files/2012/09/6-FRACTURAS.pdf>.
- [21] J. Muntané *et al.*, “Mecanismos de lesión hepatocelular,” *Rev. Española Enfermedades Dig.*, vol. 99, no. 7, pp. 405–410, 2007, doi: 10.4321/s1130-01082007000700007.
- [22] I. Fernández Tresguerres, M. Alobera Gracia, M. Canto Pingarrón, and L. Blanco Jérez, “Bases fisiológicas de la regeneración ósea I: histología y fisiología del tejido óseo,” *Med. Oral, Patol. Oral y Cirugía Bucal*, vol. 11, no. 1, pp. 47–51, 2006.
- [23] F. Postacchini, S. Gumina, D. Perugia, and C. De Martino, “Early fracture callus in the diaphysis of human long bones: Histologic and ultrastructural study,” *Clin. Orthop. Relat. Res.*, no. 310, pp. 218–228, 1995, doi: 10.1097/00003086-199501000-00034.
- [24] Z. S. Al-Aql, A. S. Alagl, D. T. Graves, L. C. Gerstenfeld, and T. A. Einhorn, “Molecular mechanisms controlling bone formation during fracture healing and distraction osteogenesis,” *J. Dent. Res.*, vol. 87, no. 2, pp. 107–118, 2008, doi: 10.1177/154405910808700215.
- [25] J. C. J. Webb and J. Tricker, “A review of fracture healing,” *Curr. Orthop.*, vol. 14, no. 6, pp. 457–463, 2000, doi: 10.1054/cuor.2000.0145.
- [26] R. Marsell and T. A. Einhorn, “The biology of fracture healing,” *Injury*, vol. 42, no. 6, pp. 551–555, 2011, doi: 10.1016/j.injury.2011.03.031.
- [27] D. E. L. Trabajo, F. I. N. D. E. Grado, and A. R. Felip, “ESTUDIOS BIOMECÁNICOS DE LAS ARTICULACIONES HUMANAS MEDIANTE MODELOS FOTOELÁSTICOS 2D Y LA TÉCNICA DE CONGELACIÓN DE TENSIONES TRABAJO,” 2019.
- [28] E. Pérez Triana, S. Bahr Ulloa, M. Jordán Padrón, M. C. Martí Coruña, and R. Reguera Rodríguez, “Bases anatomofuncionales de la articulación de la cadera y su relación con la fractura,” *Rev. medica electron*, vol. 40, no. 3, pp. 755–767, 2018.

- [29] D. F. V. Med., “ANATOMÍA DE LA CADERA.” <https://www.artroscopiadecadera.com.mx/artroscopia-de-cadera/anatomia-de-la-cadera>.
- [30] Y. Y. Herrera Villanueva, “Cuidados de enfermería en paciente post operado inmediato de fractura de cadera en el servicio de recuperación de la clínica padre Luis Tezza-2017.” *Univ. Inca Garcilaso la Vega*, 2018, [Online]. Available: <http://repositorio.uigv.edu.pe/handle/20.500.11818/2090#.XmVSQWN0eII.mendeley>.
- [31] P. L. Zapico, “Diseño de una prótesis liviana de cadera con la posibilidad de incorporar medicación,” 2018.
- [32] I. Fabio GALBUSERA Ing Bernardo INNOCENTI, “FE Parametric Model (Patient Specific) of a Femur,” 2015, [Online]. Available: [https://www.politesi.polimi.it/bitstream/10589/133375/1/2017\\_4\\_Canci.pdf](https://www.politesi.polimi.it/bitstream/10589/133375/1/2017_4_Canci.pdf).
- [33] J. S. Ullán, “DEPARTAMENTO DE ANATOMÍA Temas: teórico y práctico,” *Osteoartrología*, p. 102, [Online]. Available: <https://dadun.unav.edu/bitstream/10171/40198/1/Osteoartrología-15v3.pdf>.
- [34] J. Avellana Zaragoza and L. Ferrández Portal, *Guía de buena práctica clínica en Geriátrica. Anciano afecto de fractura de cadera*. 2007.
- [35] M. Romero, *Artritis reumatoide*, vol. 4, no. 309. 1998.
- [36] D. Campagne, “Fracturas de cadera,” *Julio 2019*. <https://www.msdmanuals.com/es-mx/hogar/traumatismos-y-envenenamientos/fracturas/fracturas-de-cadera>.
- [37] J. L. Agulló Ferre, “Estudio experimental de la cicatrización en la artroplastia de resección de la cadera,” p. 198 p, 2007, [Online]. Available: <http://catalog.ub.edu/record=b2132407~S1%2Acat>.
- [38] A. Paniagua Gonzalez, J. Díaz Heredia, J. L. Ávila Lafuente, M. García Navlet, R. Barco Laasko, and M. Á. Ruiz Ibán, “Resección de la cabeza del radio asistida por artroscopia,” *Rev. Española Artrosc. y Cirugía Articul.*, vol. 25, no. 2, pp. 152–160, 2018, doi: 10.24129/j.reaca.25263.fs1712063.
- [39] Dr. Gaspar de la Herrán, “Historia de la prótesis total de cadera - Sendagrup.” <https://www.sendagrup.com/2014/06/16/historia-de-la-protesis-total-de-cadera/> (accessed Aug. 20, 2018).
- [40] A. MAHIQUES OLTRA, “Estudio de diseño y calculo de una prótesis de cadera,” Dec. 2015, Accessed: Aug. 20, 2018. [Online]. Available: <https://riUNET.upv.es:443/handle/10251/59018>.
- [41] A. Santamaria Torroba, A. Buenafé Ramos, J. M. Navarro Echeverría, A. Lacambra Andreu, M. Marín Redondo, and A. M. Cortés Ramas, “Prótesis dolorosa de cadera y de rodilla: movilización e infección protésica. Valoración de los distintos métodos de imagen,” *Rehabilitación*, vol. 36, no. 2, pp. 93–102, 2013, doi: 10.1016/s0048-

7120(02)73248-9.

- [42] J. L. V. Gonzalez, “Prótesis total de cadera con poropatita, Resultados a 12 años Total hip arthroplasty with poropatite. Results at 12 years,” vol. 37, pp. 5–9, 2002.
- [43] J. J. Herrera Rodríguez, Antonio Panisello Sebastián, “Remodelación ósea femoral tras la implantación de un vástago anatómico recubierto de hidroxiapatita: resultados tras diez años de seguimiento.,” *Univ. ZARAGOZA, Cirugía, Ginecol. y Obstet.*, pp. 21–30, 2015.
- [44] B. de Pablo Márquez and L. F. Vizcarra, “Complicaciones de la artroplastia total de cadera. Complicaciones a largo plazo,” *FMC Form. Medica Contin. en Aten. Primaria*, vol. 26, no. 2, pp. 93–97, 2019, doi: 10.1016/j.fmc.2018.07.007.
- [45] “America Special Metals.” <https://www.americanspecialmetals.com/es-titaniumgrade5es.html>.
- [46] G. Ju, “Criterios de falla Ensayo a tensión de un material.”
- [47] C. De Fractura, “Criterios de Fractura.”
- [48] Eorg, A. Bender, J. Dymke, G. Duda, and G. Damm, PhilippBergmann, “Standardized loads acting in hip implants,” *PLoS One*, vol. 11, no. 5, pp. 1–23, 2016, doi: 10.1371/journal.pone.0155612.
- [49] W. Yan, J. Berthe, and C. Wen, “Numerical investigation of the effect of porous titanium femoral prosthesis on bone remodeling,” *Mater. Des.*, vol. 32, no. 4, pp. 1776–1782, 2011, doi: 10.1016/j.matdes.2010.12.042.
- [50] W. Y. Yan and C. L. Pun, “Spherical indentation method to measure mechanical properties of metallic foams,” *Mater. Res. Innov.*, vol. 15, no. sup1, pp. s41–s44, 2011, doi: 10.1179/143307511x12858956846797.
- [51] Dr. Sonny Bal, “No Title,” *HIP AND KNEE*. <https://www.hipandknee.com/hip-surgery/about-hip-replacement/parts-materials/>.
- [52] M. V. G. Juan Pablo Aguado Ayala, “DISEÑO DE UNA PRÓTESIS FEMORAL MEDIANTE LA METODOLOGÍA DE TAGUCHI,” 2013.
- [53] A. Interna, A. Integral, and T. Y. Comercializacion, “Límites de la PM convencional (loose sintering) en la obtención de Ti poroso para aplicaciones biomédica.,” pp. 19–76.