



Trabajo Fin de Grado

GRADO EN INGENIERÍA MECÁNICA

Modelo de desgaste en prótesis de cadera:
análisis por elementos finitos

Wear modelling of hip prosthesis:
finite element analysis

Autor/es

Alberto Jaqués Carnicer

Director/es

Andrea Calvo Echenique

Amaya Pérez del Palomar Aldea

Escuela de Ingeniería y Arquitectura

Universidad de Zaragoza

Curso 2015/2016

TRABAJOS DE FIN DE GRADO / FIN DE MÁSTER



Escuela de
Ingeniería y Arquitectura
Universidad Zaragoza

DECLARACIÓN DE AUTORÍA Y ORIGINALIDAD

(Este documento debe acompañar al Trabajo Fin de Grado (TFG)/Trabajo Fin de Máster (TFM) cuando sea depositado para su evaluación).

D./Dª. _____ Alberto Jaqués Carnicer _____,

con nº de DNI _____ 17456807z _____ en aplicación de lo dispuesto en el art.

14 (Derechos de autor) del Acuerdo de 11 de septiembre de 2014, del Consejo de Gobierno, por el que se aprueba el Reglamento de los TFG y TFM de la Universidad de Zaragoza,

Declaro que el presente Trabajo de Fin de (Grado/Máster) _____
Grado _____, (Título del Trabajo)

Modelo de desgaste en prótesis de cadera: análisis por elementos finitos

_____,
es de mi autoría y es original, no habiéndose utilizado fuente sin ser citada debidamente.

Zaragoza, _____ 22 de junio 2017

Fdo: _____ Alberto Jaqués _____

AGRADECIMIENTOS

*Quiero darle las gracias a mi tutora
Andrea, sin su ayuda y dedicación
este trabajo no habría sido posible.*

RESUMEN

La cadera es una de las articulaciones más grandes del cuerpo. Es la unión entre el hueso del fémur y el hueso ilíaco de la pelvis y tiene un papel esencial en numerosos movimientos del cuerpo humano. Cuando se producen enfermedades o fracturas en esta articulación que limitan o impiden realizar actividades normales, puede ser necesaria la sustitución de la articulación mediante cirugía.

La sustitución protésica de la cadera, denominada artroplastia, se ha convertido en una de las técnicas quirúrgicas que se realiza con mayor frecuencia dentro de la cirugía ortopédica. La mejora de la tecnología ha llevado al perfeccionamiento de las diferentes prótesis de cadera. Sin embargo, el 10% de las prótesis sufre algún fallo durante su vida útil. Una de las principales causas que provoca el fallo en prótesis de cadera es el desgaste producido entre las superficies de contacto. Por eso el principal objetivo de este trabajo fin de grado es conseguir un modelo matemático que permita evaluar el desgaste producido en las superficies de contacto durante diferentes actividades cotidianas.

Para ello se ha construido y analizado utilizando el método de elementos finitos, diferentes modelos computacionales; uno simplificado, sobre el que se han realizado simulaciones, variando durante estas parámetros como el material de las superficies de contacto o el coeficiente de fricción para evaluar la influencia que tienen estos parámetros sobre el desgaste. Y otro modelo de prótesis de cadera comercial sobre el que se han simulado el ciclo de marcha y otros movimientos fisiológicos, para obtener y analizar el desgaste que se produce sobre ellos.

A partir de los resultados numéricos obtenidos a partir de las simulaciones, se ha desarrollado un modelo matemático que permite determinar el desgaste producido en los diferentes tipos de prótesis. Utilizando este modelo se ha podido determinar la influencia que el material de las superficies de contacto así como los diferentes movimientos cotidianos tienen sobre el desgaste.

Con este estudio se ha conseguido obtener el desgaste que se producirá en las zonas de articulación de la prótesis, durante la fase de diseño. También se ha logrado determinar qué tipo de prótesis se desgasta más bajo diferentes movimientos según el material con el que este fabricado el par de contacto, y qué movimiento es más perjudicial para el degaste de la prótesis. Una vez finalizado el estudio se ha determinado que las prótesis que utilizan materiales cerámicos en la zona de articulación tiene un desgaste muy inferior a las fabricadas con otros materiales, y el movimiento que genera mayor desgaste es el que se realiza al bajar escaleras.

TABLA DE CONTENIDOS

1.MOTIVACIÓN Y OBJETIVOS	1
2.ESTADO DEL ARTE	3
3.BIOMECHANICA DE LA CADERA.....	5
3.1 Anatomía	5
3.2 Patologías.....	8
3.3 Técnicas quirúrgicas.....	9
4.MATERIAL Y METODOS	11
4.1 Implementación del modelo de desgaste.....	11
4.2 Modelado de las prótesis.....	15
4.3 Análisis de sensibilidad de la malla.....	24
5.RESULTADOS	29
6.CONCLUSIÓN.....	45
7.BIBLIOGRAFIA.....	47

INDICE DE FIGURAS

Figura 1 Articulación de cadera.....	5
Figura 2 Ligamentos en la articulación.....	6
Figura 3 Movimientos de la articulación de la cadera.	7
Figura 4 a) Prótesis de cadera parcial b) Prótesis de cadera total.....	9
Figura 5 Componentes prótesis de cadera.....	10
Figura 6 Metodología para la construcción del modelo de EF.....	13
Figura 7 Componente femoral de la prótesis.....	15
Figura 8 Componente acetabular de la prótesis.....	16
Figura 9 Sistema de coordenadas del fémur.....	17
Figura 10 Distintas zonas de mallado de la prótesis.	24
Figura 11 Geometria. a) Sin partición. b) Partición en 4. c) Partición en 8.....	25
Figura 12 Malla hexaédrica. a) Sin partición. b) Partición en 4. c) Partición en 8.....	25

Figura 13 Mapa de presiones de contacto en la superficie de la cabeza de la prótesis para los distintos tamaños de malla.....	26
Figura 14 Malla de elementos finitos de los distintos elementos de la prótesis de cadera.....	27
Figura 15 Variación de la presión de contacto con el coeficiente de rozamiento.....	29
Figura 16 Evolución del desgaste en función del coeficiente de rozamiento.....	30
Figura 17 Variación de la presión de contacto con la fuerza aplicada sobre el cubo.	¡Error!
Marcador no definido.	
Figura 18 Evolución del desgaste en función de la fuerza aplicada.....	31
Figura 19 Variación de la presión de contacto con los diferentes pares de contacto.....	32
Figura 20 Desgaste producido con distintos pares de contacto ...	¡Error! Marcador no definido.
Figura 21 Mapa de presiones en el par de contacto PEEK-CoCr.....	34
Figura 22 Mapa de presiones del par de contacto PEEK-Cerámica.....	35
Figura 23 Mapa de presiones del par de contacto Metal-Metal.	36
Figura 24 Mapa de presiones del par de contacto Cerámica-Cerámica.	37
Figura 25 Mapa de desgaste sobre la cabeza femoral para el par PEEK-CoCr.....	38
Figura 26 Mapa de desgaste sobre el inserto para el par PEEK-CoCr.	38
Figura 27 Mapa de desgaste sobre la cabeza femoral para el par PEEK-Cerámica.	39
Figura 28 Mapa de desgaste sobre el inserto para el par PEEK-Cerámica.....	39
Figura 29 Mapa de desgaste sobre la cabeza femoral para el par Metal-Metal.	40
Figura 30 Mapa de desgaste sobre el inserto para el par Metal-Metal.....	40
Figura 31 Mapa de desgaste sobre la cabeza femoral para el par Cerámica-Cerámica.	41
Figura 32 Mapa de desgaste sobre el inserto para el par Cerámica-Cerámica.....	41
Figura 33 Mapa de desgaste sobre la cabeza femoral para los distintos movimientos fisiológicos.....	¡Error! Marcador no definido.

INDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1 Fuerzas y movimientos en la cabeza del fémur durante el ciclo de marcha.....	18
Gráfico 2 Fuerzas y movimientos en la cabeza del fémur durante el ciclo de marcha rápido ...	19
Gráfico 3 Fuerzas y movimientos en la cabeza del fémur durante el ciclo de subir escaleras...	19
Gráfico 4 Fuerzas y movimientos en la cabeza del fémur durante el ciclo de bajar escaleras...	20
Gráfico 5 Fuerzas y movimientos en la cabeza del fémur durante el ciclo de levantarse de una silla.	21
Gráfico 6 Fuerzas y movimientos en la cabeza del fémur durante el ciclo de sentarse en una silla.	21
Gráfico 7 Representación número de elementos frente a presión.	27
Gráfico 8 Desgaste de la superficie de contacto en mm ³ en función del coeficiente de rozamiento.	30
Gráfico 9 Desgaste de la superficie de contacto en mm ³ en función de la fuerza ejercida.....	32
Gráfico 10 Desgaste de la superficie en mm ³ para cada par de contacto.....	33
Gráfico 11 Desgaste acumulado de los distintos pares de contacto en la cabeza femoral.	42
Gráfico 12 Desgaste acumulado de diferentes pares de fricción en la cabeza femoral probados en un simulador de cadera. MOP = metal-polietileno, MOC = metal-cerámica, MOM = metal-metal y COC = cerámica-cerámica [29].	42
Gráfico 13 Desgaste acumulado sobre la prótesis para distintos tipos de movimientos en la cabeza femoral.....	¡Error! Marcador no definido.

INDICE DE TABLAS

Tabla 1 Propiedades mecánicas de los materiales empleados en el modelo [28]-[29].....	12
Tabla 2 Variación de los coeficientes de rozamiento utilizados en la simulación.	14
Tabla 3 Variación de las fuerzas utilizadas en la simulación.	14
Tabla 4 Ventajas y desventajas de los distintos pares de contacto utilizados en las prótesis de cadera [30] [31] [32].....	22
Tabla 5 Coeficiente de fricción entre los distintos pares de contacto [33].....	22
Tabla 6 Características de la malla de EF utilizada.....	28

1. MOTIVACIÓN Y OBJETIVOS.

La cadera es una de las articulaciones más grandes del cuerpo. Es la unión entre el hueso del fémur y el hueso ilíaco de la pelvis y tiene un papel esencial en numerosos movimientos del cuerpo humano.

Estas articulaciones pueden sufrir daño debido enfermedades, fracturas, lesiones u otras causas, también se pueden desgastar a causa de la artritis o simplemente con el paso de los años. Este desgaste puede causar dolor, rigidez e hinchazón. Cuando debido a estas causas se limita o impide realizar actividades normales, puede ser necesaria la sustitución de la articulación mediante cirugía.

La artroplastia de cadera es una cirugía que consiste en la sustitución de toda o una parte de la articulación por una prótesis. Esta técnica quirúrgica se ha convertido en una de las intervenciones que con mayor frecuencia se realiza dentro de la práctica diaria de la cirugía ortopédica, según los datos proporcionados por el ministerio de sanidad el total de operaciones de prótesis de cadera que se realizan en España de forma anual es de 30.000 [1].

A día de hoy es una de las cirugías que más ha evolucionado tanto en términos prácticos como en lo referente al diseño, accesorios y materiales utilizados en la fabricación de las prótesis. Sin embargo, la vida media de una prótesis de cadera se estima en unos 10 años [1]. Como consecuencia del incremento de la esperanza de vida de la población y de que cada vez hay más pacientes jóvenes que quieren mantener su nivel de actividad física, los fabricantes de prótesis se ven en la necesidad de desarrollar prótesis cada vez más duraderas.

Entre los principales factores que afectan a la vida útil del implante y provocan el fallo, destaca el desgaste producido debido a la fricción de los componentes que están en contacto a la hora de articular la prótesis, esta unión se denomina par de contacto. En las distintas prótesis de cadera comerciales los pares de contacto que más se utilizan son: metal-polietileno, metal-metal, metal-cerámica, cerámica-cerámica.

El desgaste de las superficies de fricción, además de la degradación de los componentes de la prótesis, provoca la aparición de partículas del material desgastado en la articulación, con lo que el organismo reacciona para intentar eliminarlas produciendo inflamación e infección que lleva a la destrucción del hueso alrededor del implante, y provoca un aflojamiento entre el hueso y la prótesis [2].

Con el objetivo de reducir el desgaste, el peligro de aflojamiento de la prótesis y la liberación de partículas al cuerpo existen diferentes estrategias: una consiste en mejorar la resistencia al desgaste de los materiales del implante y la otra consiste en utilizar materiales alternativos a los utilizados habitualmente.

Esta última estrategia ha impulsado el desarrollo y utilización de nuevos pares de contacto como metal-PEEK y cerámica-PEEK o recubrimientos de los componentes con capas de hidrogel simulando el comportamiento de los cartílagos [3][4].

En este trabajo fin de grado se busca analizar el comportamiento de los diferentes pares de contacto utilizados en la fabricación de prótesis de cadera y determinar la influencia que estos materiales tienen sobre el desgaste.

2. ESTADO DEL ARTE

El estudio de la articulación de cadera ha sido uno de los principales temas de investigación de la biomecánica, tanto desde el punto de vista experimental y clínico como utilizando técnicas computacionales. Las investigaciones se centran en la biomecánica de la cadera sana, pero también se ha estudiado la articulación después de la intervención quirúrgica. Estos estudios han ayudado a mejorar el diseño y la fabricación de las prótesis de cadera.

En este capítulo se revisará el estado del arte en torno a la articulación de cadera, su comportamiento biomecánico y los modelos numéricos utilizados para estimar la distribución de esfuerzos aplicados sobre la cadera.

El comportamiento biomecánico de la articulación de cadera bajo distintas cargas fisiológicas se ha estudiado desde distintas perspectivas, por un lado utilizando técnicas experimentales [5][6], basadas en la utilización de sistemas como acelerómetros o plataformas dinamométricas capaces de medir fuerzas de reacción en las tres direcciones del espacio o en sistemas de captación de movimiento que utilizan marcadores para determinar los movimientos que soporta la cadera.

Por otro lado, orientado a la estimación del comportamiento biomecánico, los estudios más recientes han demostrado que el método de análisis por elementos finitos (EF) es la herramienta ideal para el análisis mecánico de la compleja estructura de la articulación [7], ya que utilizando la simulación computacional es posible medir parámetros que son muy difíciles de obtener de manera experimental.

Una de las variables más estudiada en los modelos de EF de cadera sana es la presión de contacto en los cartílagos articulares bajo cargas fisiológicas con el fin de encontrar las causas de los procesos degenerativos. Se han realizado estudios recientes con geometrías reales que validan resultados mediante la comparación con medidas experimentales [8][9] [10].

Tras el análisis de la biomecánica de la cadera sana, muchos estudios se han centrado en la articulación una vez intervenida quirúrgicamente, es decir, en la biomecánica de las prótesis de cadera [11][12]. En estos modelos se estudia el comportamiento biomecánico de las prótesis bajo distintas cargas fisiológicas con el objetivo de mejorar el diseño de los implantes.

Posteriormente otros estudios se centran en el análisis de las presiones de contacto entre las superficies deslizantes de las prótesis. Los trabajos más recientes [13][14] demuestran la fuerte influencia que tiene la presión de contacto en el desgaste de los componentes, este desgaste es uno de los principales factores que provoca el fallo de las prótesis y determina su vida útil.

El desgaste mecánico se ha estudiado fundamentalmente desde el punto de vista experimental [15][16], utilizando simuladores de cadera donde se puede analizar la respuesta de las prótesis a determinados factores para comprobar su calidad y durabilidad. En estos simuladores se reproducen las condiciones de carga y movimientos a las que se someterá el implante imitando las condiciones de la cadera humana, de esta forma se puede medir, entre otros factores, el desgaste producido.

Algunos autores han cuantificado el efecto del desgaste en las prótesis con modelos de EF simplificados [17]. Además, otro de los aspectos importantes que se han estudiado derivado del desgaste de materiales es la producción de partículas que pueden provocar daños en el organismo. Por esa razón algunos autores han estudiado la interacción entre superficies desde el punto de vista de la lubricación y del desgaste [18][19][20].

Sin embargo estos modelos de elementos finitos estudian casos determinados y presentan un gran número de simplificaciones. Estos autores para reducir la complejidad computacional a menudo utilizan estados de carga simplificados, como por ejemplo aplicar solo una carga unidimensional, generalmente la carga vertical, lo cual no representa el estado de cargas fisiológico real o solo considerar el desgaste que produce la acción de la presión de contacto en un determinado instante del ciclo de marcha sin considerar el desgaste que se ha producido en instantes anteriores [21][22].

3. BIOMECANICA DE LA CADERA

La articulación de cadera es la articulación encargada de soportar las cargas y movimientos que se producen durante la actividad normal diaria, por lo que juega un papel fundamental en la locomoción.

El conocimiento de las estructuras anatómicas así como las cargas y movimientos que se producen en la cadera es un factor clave para optimizar el diseño de prótesis de cadera. En este capítulo se pretende dar una visión global de la anatomía y fisiología de la articulación además de las patologías más comunes que puede sufrir.

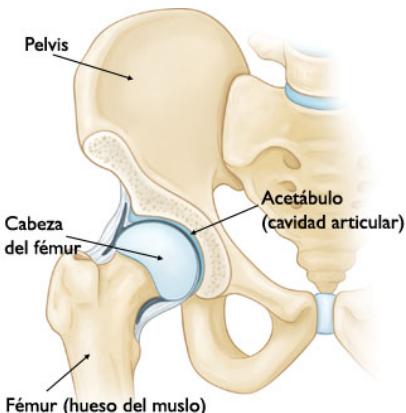


Figura 1 Articulación de cadera

3.1 Anatomía

La articulación coxofemoral o articulación de cadera que se representa en la Figura 1, conecta la extremidad inferior al tronco mediante la unión entre la cabeza esférica del fémur y el acetáculo o cavidad articular. Se caracteriza porque las dos superficies articulares que intervienen son esféricas o casi esféricas y están muy adaptadas la una a la otra, lo que confiere una gran estabilidad a la articulación y permite un ajuste perfecto con un amplio rango de movimiento [23].

La superficie de contacto o superficie articular está formada por la superficie cóncava del acetáculo y la convexa de la cabeza femoral, entre estas dos superficies se interpone el *Labrum acetabular*, un fibrocartílago que tiene como misión estabilizar la cabeza femoral en la cadera.

- Acetáculo o cavidad articular: se encuentra en la cara externa del hueso de la pelvis, presenta una parte articular cóncava en forma de media luna donde encaja con la cabeza del fémur
- Cabeza femoral: se encuentra en el extremo superior del hueso del fémur, la cabeza presenta una superficie convexa casi en su totalidad esférica. Esta cabeza se conecta con

el resto del hueso del fémur a través de un cuello femoral que es propenso a sufrir fracturas

La articulación de cadera se encuentra rodeada por un tejido fino llamado membrana sinovial, en una cadera sana esta membrana genera una pequeña cantidad de líquido que lubrica al cartílago y elimina casi toda la fricción durante el movimiento de la cadera.

Esta articulación está dotada de cuatro ligamentos principales, estos ligamentos son fuertes bandas fibrosas que unen partes del hueso coxal con el fémur como se muestra en la Figura 2. Su misión es reforzar la articulación y evitar el desplazamiento.

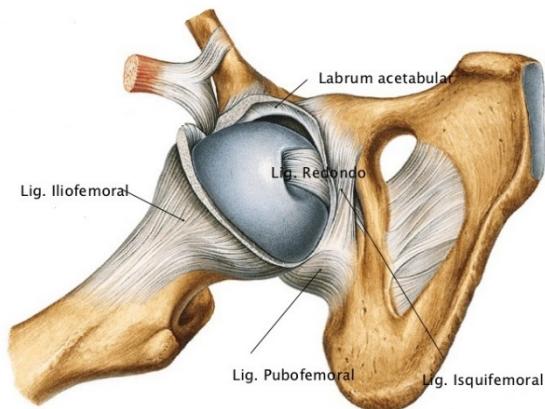


Figura 2 Ligamentos en la articulación

- Ligamento redondo: une la cabeza del fémur con el fondo del acetáculo.
- Ligamento iliofemoral: sale de la espina iliaca y se inserta en el fémur.
- Ligamento isquifemoral: Sale por detrás del acetáculo y se inserta en el cuello del fémur.
- Ligamento pubofemoral: sale de la parte superior del pubis y se inserta por debajo del anterior.

Uno de los puntos clave a la hora de diseñar prótesis de cadera es conocer los movimientos que pueden darse en la articulación coxofemoral. Esta articulación puede moverse en todas las direcciones con un amplio rango de movimiento, estos movimientos están representados en la Figura 3.

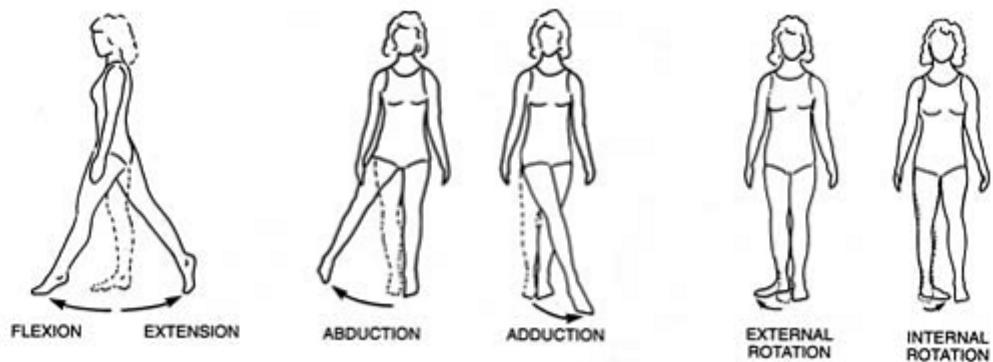


Figura 3 Movimientos de la articulación de la cadera.

- **Flexión:** Este movimiento produce el contacto de la cara anterior del muslo con el tronco. Tiene una amplitud máxima de 120º si la rodilla esta flexionada aunque este ángulo puede superar los 140º si la flexión es pasiva.
- **Extensión:** Este movimiento dirige el miembro inferior por detrás del plano frontal, la amplitud es mucho menor que la de la flexión y está limitada por el ligamento iliofemoral. La amplitud máxima es de unos 20º que aumenta hasta 30 de forma pasiva.
- **Abducción:** Dirige el miembro inferior hacia fuera y lo aleja del plano de simetría del cuerpo, la amplitud del movimiento se encuentra entre 120º- 130º aunque algunas personas con entrenamiento pueden alcanzar los 180º con abducción pasiva.
- **Aducción:** Lleva el miembro inferior hacia dentro y lo aproxima al plano de simetría del cuerpo. La amplitud de movimiento máxima es de unos 30º.
- **Rotación:** Se trata del movimiento que se realiza alrededor del eje mecánico del miembro inferior. Puede distinguirse entre externa (la punta del pie se dirige hacia afuera) con una amplitud máxima de 60º e interna (la punta del pie si dirige hacia adentro) con una amplitud máxima de 30º-40º.

Aparte de permitir realizar estos movimientos los requisitos mecánicos de la articulación de cadera son muy complejos, debe ser capaz no solo de sostener el peso del cuerpo, sino de estar de pie sobre una pierna o transferir el peso con estabilidad durante el movimiento del ciclo de marcha.

3.2 Patologías.

Como cualquier parte del cuerpo, la articulación de cadera puede verse afectada por enfermedades, que pueden conducir a lesiones o problemas con la cadera. Las patologías más comunes que afectan a la articulación son la osteoartritis, la artritis reumatoide y la artritis post-traumática, por otro lado tras sufrir un traumatismo severo, se puede producir la fractura de la cadera, normalmente de la cabeza del fémur que afectan a la extremidad superior del hueso [24] [25].

- Osteoartritis: Este tipo de artritis está relacionado con la edad y ocurre a mayores de 50 años. El cartílago que amortigua los huesos de la cadera se desgasta produciendo que los huesos rocen unos con otros y produciendo dolor.
- Artritis reumatoide: Es una enfermedad auto inmunitaria en la que la membrana sinovial se inflama y se engruesa. Esta inflamación puede dañar el cartílago produciendo dolor y rigidez. Se trata del tipo más común de artritis inflamatoria
- Necrosis avascular: Debido a una lesión, como una dislocación o una fractura de la cadera se puede limitar el aporte de sangre a la cabeza del fémur. La falta de sangre puede colapsar el tejido óseo del hueso y provocar artritis
- Artritis post-traumática: Puede ser debida a una lesión o a una fractura de cadera. El cartílago puede dañarse y provocar dolor y rigidez.
- Fractura de cadera: Pueden estar causados por un traumatismo en personas de edad avanzada que presentan osteoporosis, o bien por un traumatismo severo.

Las enfermedades anteriormente citadas pueden alterar el funcionamiento normal y los componentes de la articulación impidiendo que cumplan su función principal. Cuando esto ocurre se puede sustituir la articulación por una prótesis de cadera artificial por medio de un procedimiento denominado artroplastia o reemplazo total de cadera.

3.3 Técnicas quirúrgicas.

La artroplastia de cadera o sustitución de la cadera es un procedimiento quirúrgico donde se sustituyen las superficies articulares afectadas por una enfermedad por materiales sintéticos o prótesis. Esta sustitución permitirá aumentar la movilidad, mejorar la función de la articulación de cadera y aliviar el dolor producido por las enfermedades.

Se pueden diferenciar varios tipos de artroplastia de cadera según diversos factores como el uso de cemento óseo o no durante la implantación, si se trata de la primera vez que se coloca una prótesis o se sustituye una ya implantada. Generalmente se distinguen dos tipos: si se sustituye solo la cabeza del fémur se habla de artroplastia parcial (Figura 4 a), mientras que si se sustituye toda la articulación se trata de artroplastia total (Figura 4 b).



Figura 4 a) Prótesis de cadera parcial b) Prótesis de cadera total.

Aunque la elección del tipo de prótesis que se utiliza depende de diversos factores como tipo de enfermedad, la anatomía del paciente, su edad y el proceso quirúrgico utilizado, lo más habitual es utilizar prótesis de reemplazo total.

Estas prótesis de reemplazo total pueden fijarse mediante dos técnicas; utilizando cemento óseo para la fijación del vástago de la prótesis al hueso o con superficies rugosas con materiales osteo-conductores en el implante para favorecer la fijación por el crecimiento del hueso alrededor de la prótesis [26].

Este estudio se ha centrado en las prótesis de reemplazo total ya que son las más utilizadas. Se componen de dos elementos: el componente femoral y el componente acetabular como puede verse en la Figura 5.

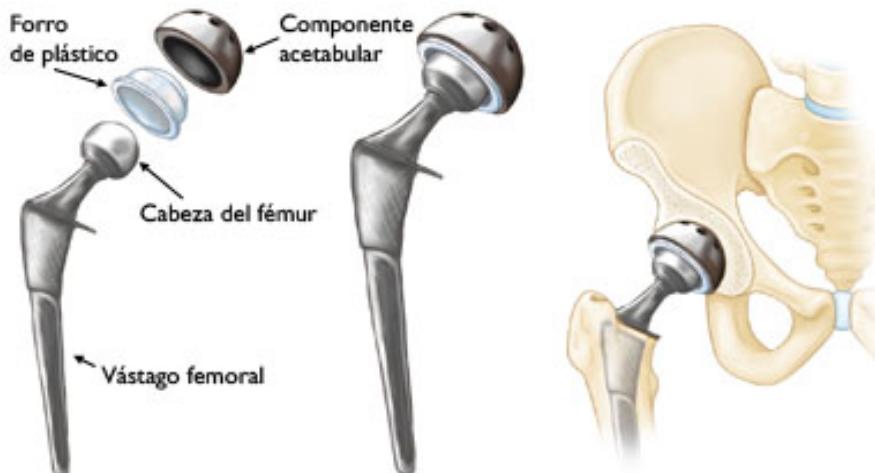


Figura 5 Componentes prótesis de cadera.

- Componente femoral: Incluye el vástago que se inserta en el fémur y la cabeza del implante que sustituye a la cabeza del fémur.
- Componente acetabular: Comprende; la cúpula que se inserta en la pelvis y por la otra cara se ajusta al inserto que es la zona donde se articula con la cabeza femoral, constituyendo la superficie de carga o rozamiento.

Los materiales empleados en la fabricación de las prótesis condicionan, junto con la técnica quirúrgica, la duración del implante [2]. De estos materiales van a depender las posibles complicaciones o problemas que sufre la prótesis como pueden ser, infección, aflojamiento o rotura de componentes, fractura en la zona del implante, desgaste de los componentes ya sea por fricción o por corrosión y posible liberación de partículas al medio biológico, siendo el caso más importante la liberación de iones metálicos en la sangre.

Por eso, los materiales utilizados en la fabricación de la prótesis se seleccionan a partir de sus propiedades mecánicas, composición química y tribológicas (desgaste, fricción y lubricación). Además estos materiales deben ser ligeros, con buena resistencia a la corrosión y a la fatiga y que sean capaces de mantener estas propiedades en el tiempo.

4. MATERIAL Y METODOS

Para la elaboración de este trabajo fin de grado se ha construido un modelo de elementos finitos de prótesis de reemplazo total de cadera, concretamente del modelo comercial PROSIC, en el que se ensayaran diferentes materiales que se utilizan en la fabricación de sus componentes. Estos modelos servirán para simular el ciclo de marcha humano normal y obtener los resultados necesarios para poder calcular el desgaste que se produce en los componentes.

A lo largo de este capítulo se indicará el procedimiento seguido tanto para la construcción de los modelos de EF, como el proceso seguido para realizar el cálculo del desgaste.

4.1 Implementación del modelo de desgaste.

Cuando las superficies articuladas de las prótesis deslizan una sobre la otra se produce un desgaste en las superficies. Para la determinación del desgaste producido se ha utilizado un modelo matemático de acuerdo con el modelo de Archard et al. [27]. Según este modelo el desgaste producido por deslizamiento en las superficies articuladas puede ser descrito como:

$$W_V = K_W F S$$

Donde W_V representa el desgaste volumétrico producido por el deslizamiento; K_W es el coeficiente de desgaste que se ha obtenido experimentalmente y que depende del tipo de material de las superficies de contacto; F representa la fuerza de contacto y S la distancia de deslizamiento entre las superficies.

La ecuación anterior puede ser modificada para calcular el desgaste lineal como:

$$W_l = K_W P S$$

Donde P representa la presión de contacto. Además, si el movimiento está dividido en n intervalos de tiempo, se puede calcular el desgaste lineal total modificando la ecuación anterior de la forma:

$$W_l = \sum K_W P_i S_i (i=1,..,n)$$

Donde P_i y S_i representan la presión de contacto y la distancia de deslizamiento en cada incremento de tiempo, respectivamente.

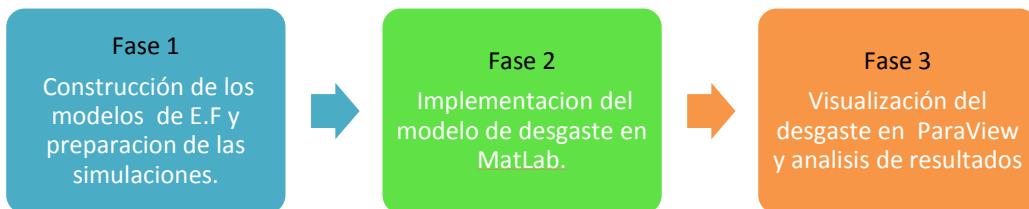
De la misma forma, la ecuación del desgaste volumétrico puede ser modificada para ser calculada a partir del desgaste linear de acuerdo con la siguiente ecuación:

$$W_v = \sum W_l A_i \text{ (i=1,...,n)}$$

Siendo W_l el desgaste lineal producido en cada nodo y en cada incremento de tiempo y A_i el área del elemento correspondiente a cada nodo.

Previo a la construcción de los modelos de las prótesis, se ha elaborado un modelo simplificado de un cubo para estudiar la sensibilidad de cada parámetro de diseño en el desgaste producido.

Para la implementación del modelo de desgaste utilizado, se han dividido las tareas en 3 fases:



Fase 1: En esta fase se han construido varios modelos de elementos finitos, estos modelos se han utilizado para verificar que los resultados obtenidos una vez se ha implementado el proceso de cálculo de desgaste, se corresponden con los resultados que se pueden obtener de forma manual, utilizando los parámetros numéricos y aplicando las ecuaciones anteriores. Además, sobre estos modelos se va a analizar la sensibilidad que tiene el coeficiente de fricción, la fuerza aplicada y el material con el que están construidos los modelos en el desgaste producido y de esta forma obtener el factor determinante en la producción del desgaste.

Para la construcción del modelo de elementos finitos se han utilizado dos cubos de diferente tamaño, posicionados de manera que dos de sus caras se encuentren en contacto (Figura 7). A cada cubo se le ha asignado las propiedades de los materiales utilizados en las prótesis de cadera recogidas en la Tabla 1.

Material	Modulo elástico	Coeficiente de Poisson
PEEK	3.6 GPa	0.41
Metal (CoCr)	248 GPa	0.33
Cerámica	260 GPa	0.25

Tabla 1 Propiedades mecánicas de los materiales empleados en el modelo [28]-[29].

El siguiente paso en la construcción del modelo es el mallado de la geometría para el cual se ha utilizado una malla de hexaedros sólidos con un tamaño de 10 mm de lado.

Por último, con el objetivo de caracterizar el movimiento y que se produzca la fricción entre las dos caras en contacto, se han establecido las siguientes condiciones de contorno: la cara inferior del cubo de mayor tamaño se ha empotrado y sobre el cubo pequeño se ha impuesto un desplazamiento relativo de 5mm. Además, se ha aplicado una fuerza en la cara superior del cubo de menor tamaño. Para la definición del contacto entre los cubos, se ha utilizado un contacto tangencial deslizante con fricción. El proceso seguido para la construcción del modelo puede verse en la Figura 6.

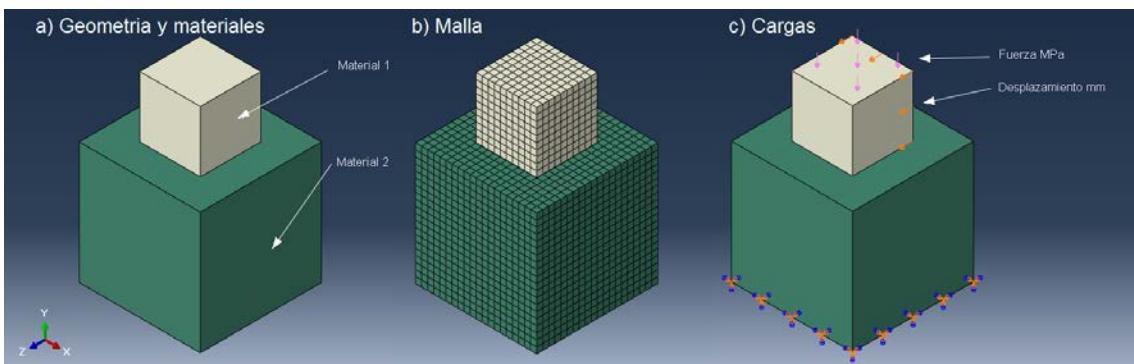


Figura 6 Metodología para la construcción del modelo de EF.

Tras la construcción de los modelos, el siguiente paso que se ha seguido ha sido preparar las simulaciones que se van a llevar a cabo. Las simulaciones que se han realizado para estudiar la influencia de distintos factores en la producción del desgaste han sido:

- Influencia de la variación del coeficiente de rozamiento entre los cubos, manteniendo el mismo desplazamiento relativo, fuerza y material. El material de los cubos grande y pequeño ha sido PEEK y CoCr, respectivamente y la presión vertical aplicada sobre el cubo pequeño 5 MPa. Los coeficientes de rozamiento utilizados se muestran en la Tabla 2.

Coeficiente fricción	0.01	0.1	0.35	0.5
----------------------	------	-----	------	-----

Tabla 2 Variación de los coeficientes de rozamiento utilizados en la simulación.

- Influencia de la variación de la presión aplicada en la cara superior del cubo manteniendo el mismo desplazamiento relativo y coeficiente de fricción y material. El material de los cubos ha sido el mismo que en la simulación anterior, mientras que el coeficiente de rozamiento se ha considerado 0.35. Las fuerzas empleadas se muestran en la Tabla 3.

Presión sobre la cara superior del cubo (MPa)	1	3	5	7
---	---	---	---	---

Tabla 3 Variación de las fuerzas utilizadas en la simulación.

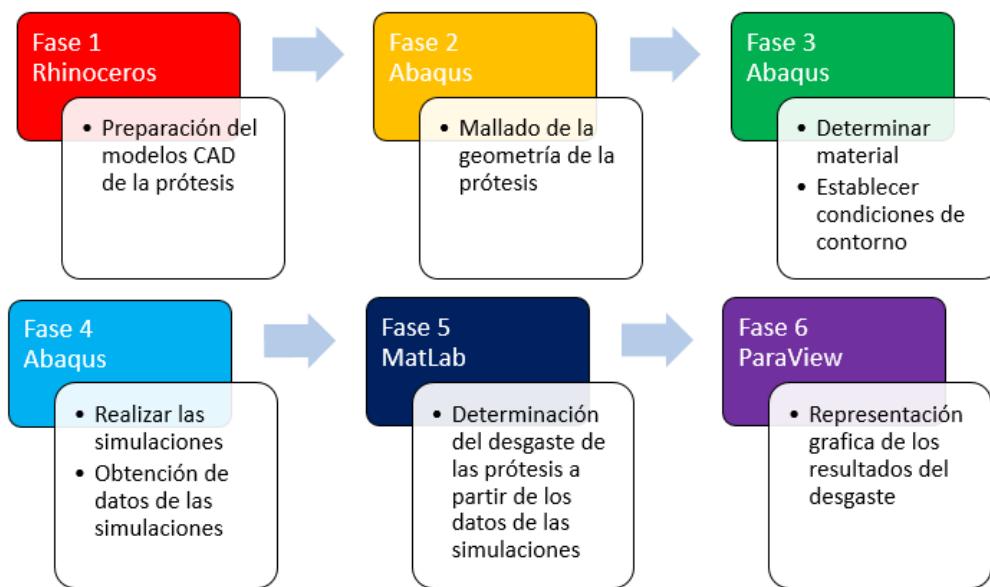
- Influencia del material. En esta simulación se han analizado las presiones de contacto que se obtienen con los pares de contacto más utilizados en la fabricación de prótesis. Se han estudiado los pares; Cerámica-Cerámica, Metal-Metal, PEEK-Cerámica y PEEK-CoCr. Para todos los casos. El desplazamiento impuesto ha sido 5 mm, la presión 5MPa sobre la cara superior 5 MPa y el coeficiente de rozamiento 0.35 en todas las simulaciones.

Fase 2: A partir de los resultados obtenidos en las simulaciones de elementos finitos se han extraído los valores numéricos de desplazamiento relativo, presión y área de contacto. A partir de estos valores se ha utilizado el modelo de desgaste que se ha explicado anteriormente para obtener los valores numéricos del desgaste producido en la superficie de contacto para cada elemento de la malla. Para realizar las operaciones matemáticas se ha implementado un algoritmo en MatLab que ha permitido automatizar el proceso de cálculo del desgaste a partir de los resultados de las simulaciones.

Fase 3: Con los resultados obtenidos del desgaste proporcionados por Matlab, se ha representado visualmente el desgaste en las superficies utilizando el programa ParaView. Después se han analizado los resultados del desgaste y se ha determinado la influencia de cada parámetro estudiado.

4.2 Modelado de las prótesis.

Para la construcción de los modelos de EF de las prótesis de cadera y su posterior análisis se ha dividido las tareas en las siguientes fases:



- Fase 1 – Geometría de la prótesis

En esta fase se extraído la geometría de la prótesis, que se ha obtenido a partir del modelo CAD proporcionado por SOCINSER del modelo comercial PROSIC3. El vástago es el componente que se introduce en el fémur y junto con la cabeza femoral de 28 mm de diámetro forman la componente femoral que puede verse en la Figura 7

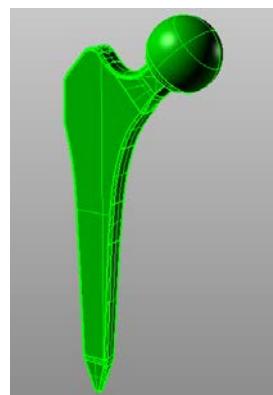


Figura 7 Componente femoral de la prótesis.

La componente acetabular mostrada en la Figura 8, es la parte de la prótesis que va unida al hueso de la pelvis. Esta componente acetabular está formada por dos partes: la cúpula, que se inserta en la pelvis y el inserto que articula con la cabeza de la componente femoral constituyendo la superficie de rozamiento. Para este trabajo sólo se ha modelado el inserto puesto que se considera que va unido de forma solidaria a la cúpula.

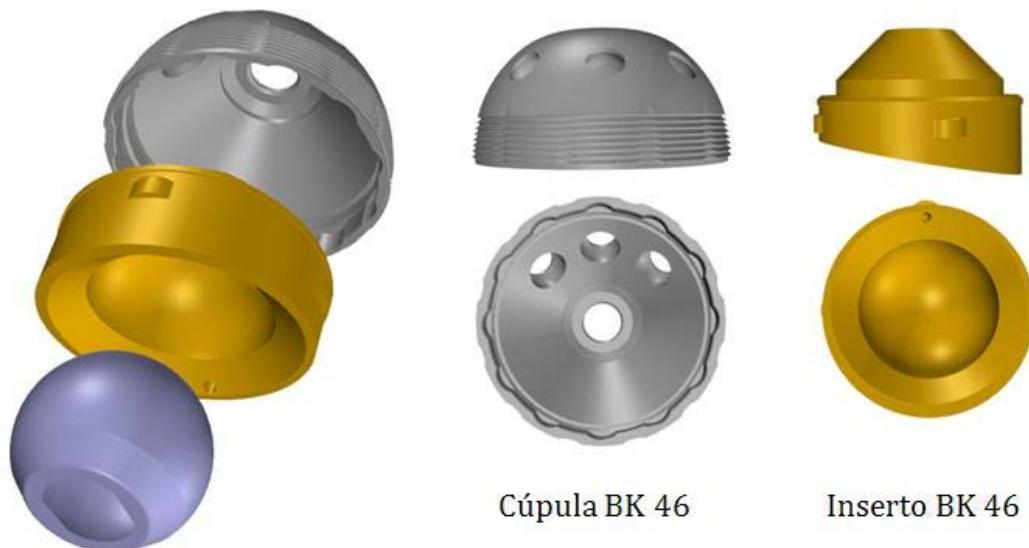


Figura 8 Componente acetabular de la prótesis.

- Fase 2 – Mallado de elementos finitos

En esta fase se ha malladado toda la geometría de la prótesis realizando un análisis de sensibilidad como se detalla en el Apartado 4.3.

- Fase 3 – Definición del material y las condiciones de contorno

Después del mallado del modelo, en la fase 3 se ha determinado el material así como las condiciones de contorno y de carga que se han utilizado en las distintas simulaciones de elementos finitos.

Con el objetivo de caracterizar el movimiento y las condiciones de carga a las que está sometida la prótesis se han establecido las condiciones de contorno, para comenzar se ha establecido un empotramiento en el inserto. Aunque el componente que se fija al hueso de la pelvis es la cúpula, al estar unidos el inserto con la cúpula sin posibilidad de movimiento, la eliminación de la cúpula en el modelo reduce la complejidad computacional sin afectar al resultado. En cuanto a los estados de carga impuestos, vienen determinados por las fuerzas a las que está sometida la cadera humana durante su funcionamiento, y se obtienen a través de ensayos experimentales.

Las fuerzas utilizadas en las simulaciones se han extraído de las mediciones experimentales que se realizaron sobre 4 pacientes diferentes que se publicaron por Bergman y su equipo en el estudio llamado "HIP98" [6]. Este estudio determina las fuerzas que se ejercen en la cabeza del fémur durante diferentes movimientos que realizan los pacientes. Por lo tanto en la simulación de elementos finitos estas fuerzas se han aplicado en el centro de la cabeza femoral como correspondería al estado de cargas real.

Las fuerzas utilizadas en la simulación se referencian respecto al sistema de coordenadas que se muestra en la Figura 9. Las fuerzas que se han utilizado en las simulaciones pueden verse en las Gráficas 1, 2, 3, 4, 5 y 6.

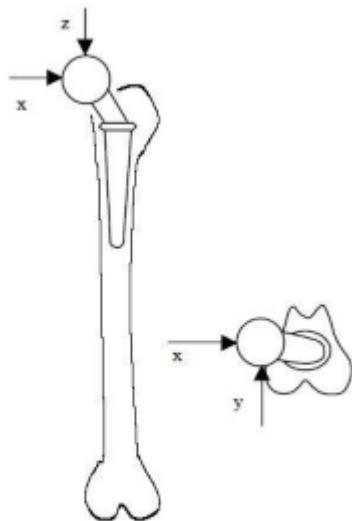


Figura 9 Sistema de coordenadas del fémur.

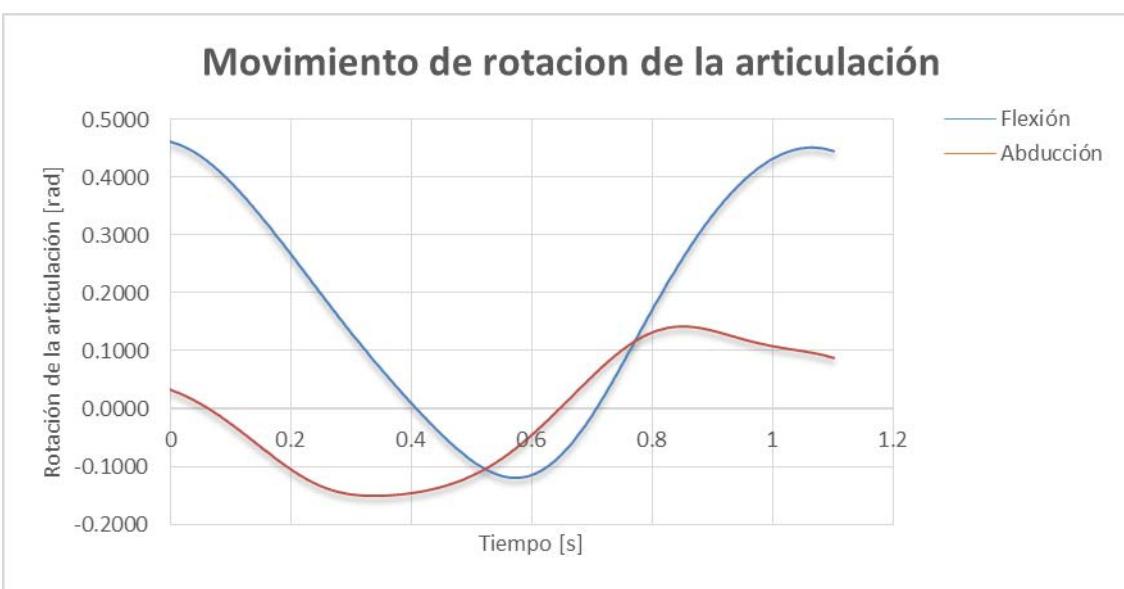
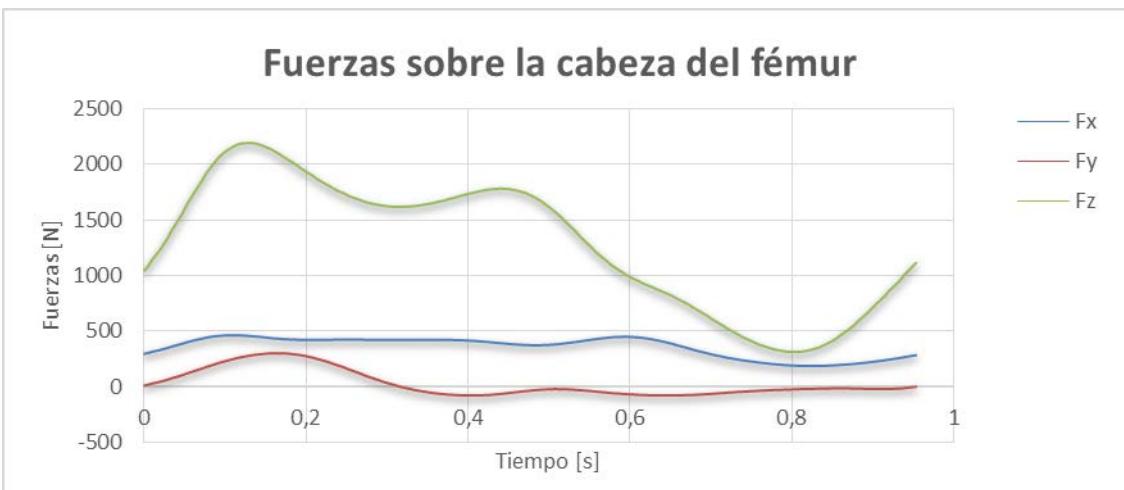


Gráfico 1 Fuerzas y movimientos en la cabeza del Fémur durante el ciclo de marcha.



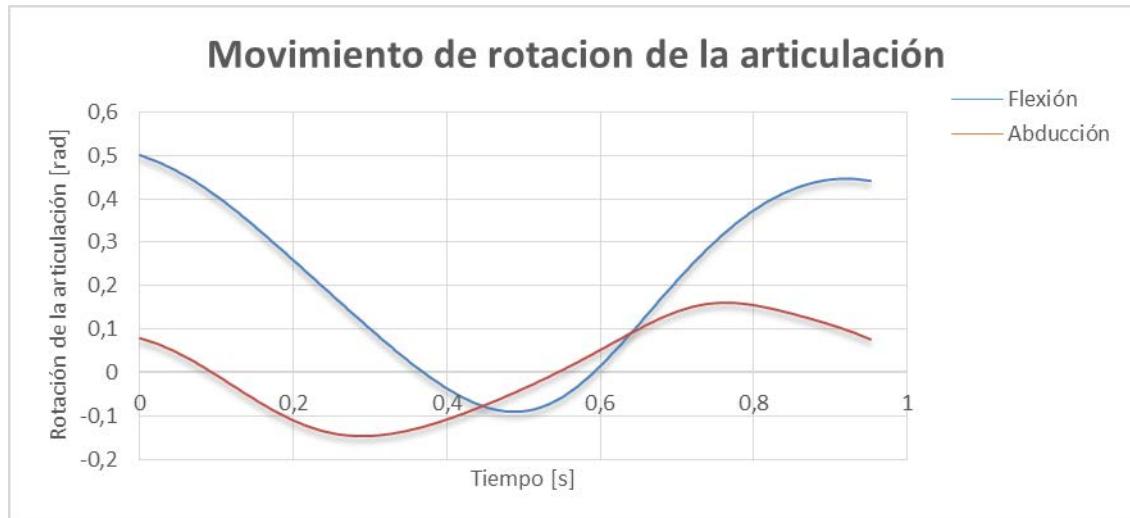


Gráfico 2 Fuerzas y movimientos en la cabeza del Fémur durante el ciclo de marcha rápida.

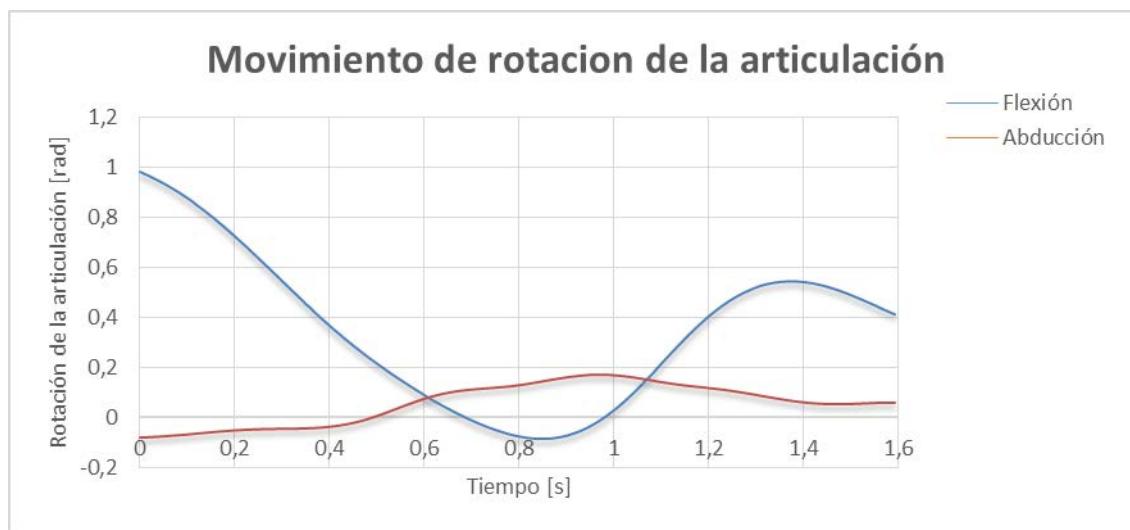
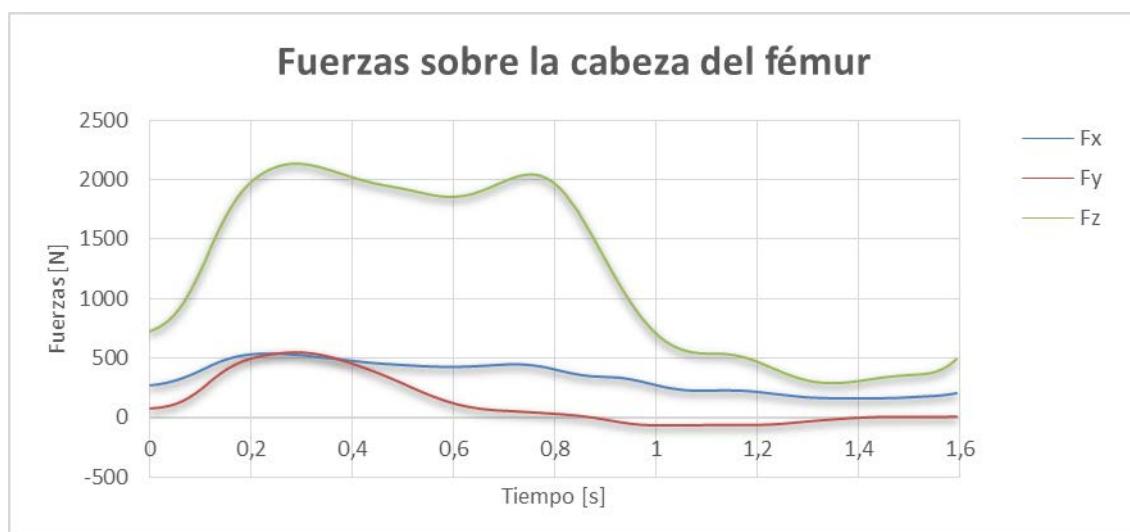


Gráfico 3 Fuerzas y movimientos en la cabeza del Fémur durante el ciclo de subir escaleras.

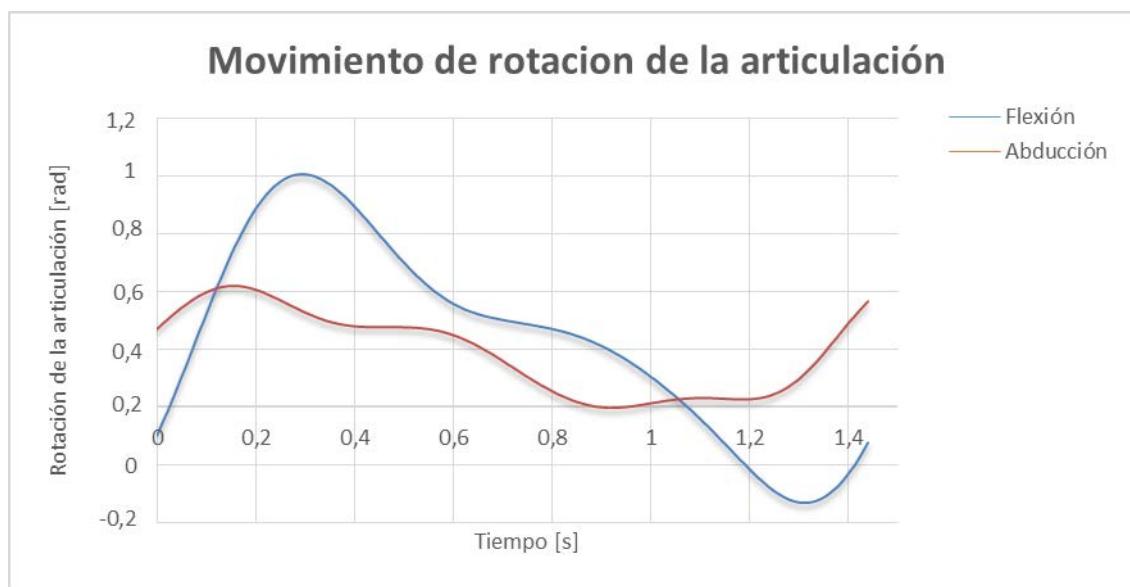


Gráfico 4 Fuerzas y movimientos en la cabeza del Fémur durante el ciclo de bajar escaleras.



Movimiento de rotación de la articulación

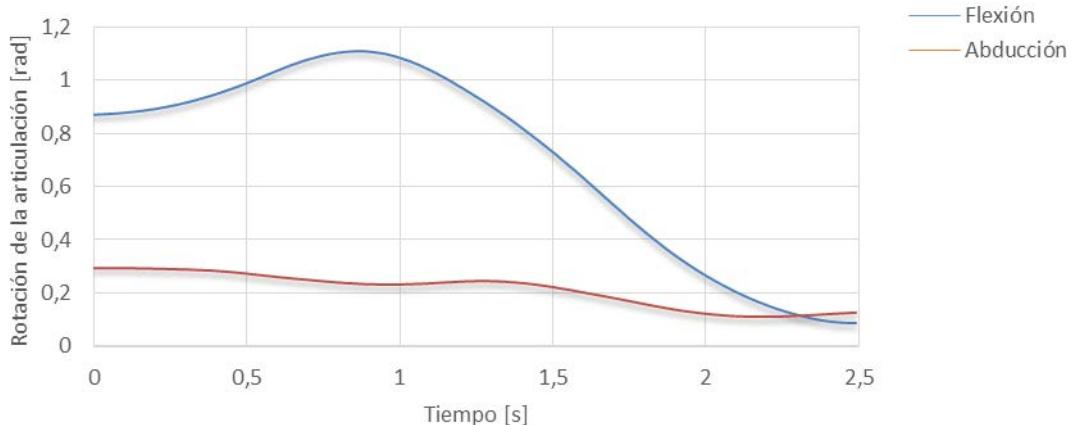
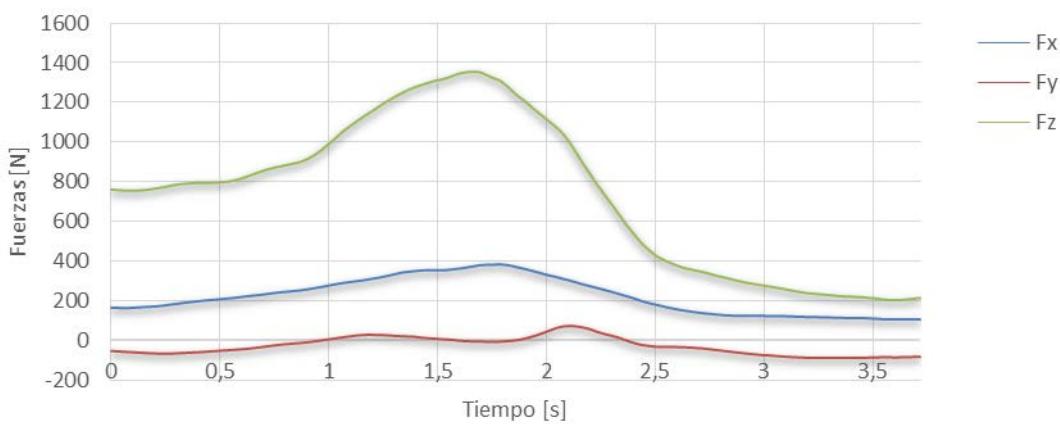


Gráfico 5 Fuerzas y movimientos en la cabeza del Fémur durante el ciclo de levantarse de una silla.

Fuerzas sobre la cabeza del fémur



Movimiento de rotación de la articulación

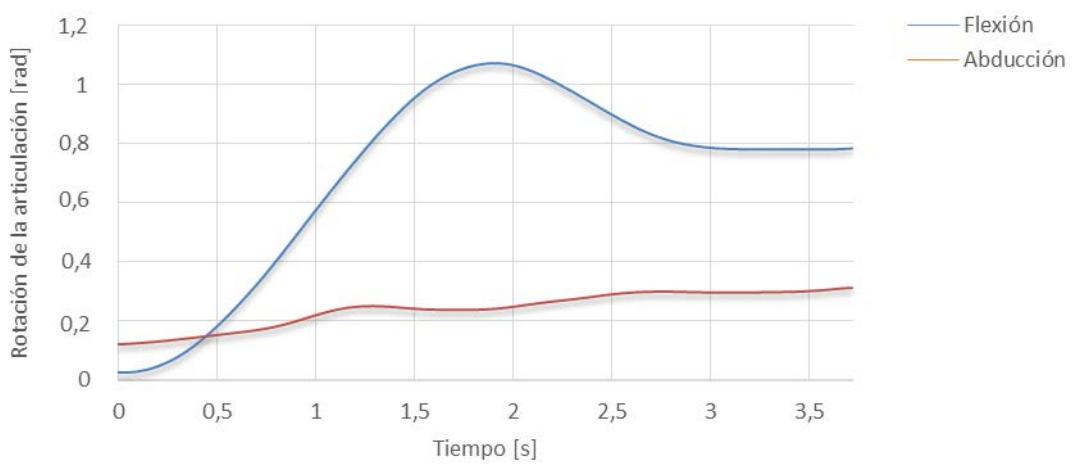


Gráfico 6 Fuerzas y movimientos en la cabeza del Fémur durante el ciclo de sentarse en una silla.

En cuanto al material los distintos elementos de la prótesis pueden estar fabricados con diversos materiales: metal (aleación de cromo-cobalto), cerámica, o polímeros (polietileno, PEEK) todos ellos buscando disminuir el desgaste y mejorar la función y la vida útil de la prótesis.

Para lograr el éxito en la cirugía de reemplazo se debe elegir el par de contacto de acuerdo a unos factores como la edad del paciente, la calidad ósea y la actividad física. A la hora de fabricar prótesis de cadera existen diferentes pares de contacto: metal-metal, cerámica-cerámica, metal-polietileno, cerámica-polietileno, cerámica-metal.

El propósito de estas combinaciones es reducir el desgaste al mínimo para así evitar los problemas de aflojamiento y liberación de partículas que pueden ser nocivos para el paciente. En la Tabla 4 se muestran las ventajas y las desventajas de los pares de contacto más utilizados en la fabricación de prótesis.

PAR DE CONTACTO	VENTAJAS	DESVENTAJAS
Metal-Metal	Baja tasa de desgaste, experiencia in vivo prolongada, gran tenacidad	Tribocorrosión, liberación de iones metálicos, alto coste
Cerámica-Cerámica	Menor tasa de desgaste de todos los pares, biocompatibilidad, resistencia a la corrosión	Riesgo de fractura al no poseer módulo de elasticidad similar al hueso, mal posicionamiento puede causar problemas
Metal-Polietileno	Gran tenacidad, relativamente barato, muchas configuraciones	Gran desgaste, las partículas liberadas pueden causar enfermedades
Cerámica-Polietileno	Reducción del desgaste respecto al par Metal-Polímero, toxicidad de partículas menor	Problemas asociados a la rotura
Cerámica-metal	Fricción y liberación de iones metálicos inferior respecto al par Metal-Metal	Prótesis nuevas con experiencia in vivo poco prolongada

Tabla 4 Ventajas y desventajas de los distintos pares de contacto utilizados en las prótesis de cadera [30] [31] [32].

La interacción entre las superficies de articulación de la prótesis se ha modelado con un contacto tangencial cuyo coeficiente de fricción será dependiente del par de contacto simulado. Los pares de contacto utilizados se muestran en la Tabla 5.

Par de contacto	Coeficiente de fricción
PEEK-CoCr	0.35
PEEK-cerámica	0.25
Cerámica-Cerámica	0.09
Metal-Metal	0.22

Tabla 5 Coeficiente de fricción entre los distintos pares de contacto [33].

En el caso de este estudio, se han realizado varias simulaciones en los modelos de elementos finitos de la prótesis con los materiales más utilizados en los pares de contacto para determinar la influencia del material de fabricación en la producción del desgaste. Los materiales que se han utilizado en los modelos de elementos finitos son: CoCr, cerámica y PEEK, Las propiedades mecánicas de estos materiales se detallan en la Tabla 1. Por lo tanto los pares de contacto que se han estudiado en este trabajo fin de grado han sido: PEEK-CoCr y PEEK-Cerámica, con el inserto fabricado con PEEK; Cerámica-Cerámica y Metal-Metal.

- *Fase 4* – Simulaciones por elementos finitos

Tras la construcción de los modelos de elementos finitos, el siguiente paso ha sido realizar las simulaciones. Como se ha explicado anteriormente se han realizado simulaciones de los diferentes pares de contacto sometidos a las condiciones de carga del ciclo de marcha humano para determinar el desgaste. Además, se han realizado simulaciones de los distintos tipos de movimientos fisiológicos para un determinado par de contacto con el fin de comparar los resultados en la producción de desgaste en distintas actividades. Una vez ejecutadas las simulaciones se han extraído los datos necesarios para el cálculo del desgaste en las prótesis.

- *Fase 5* – Cálculo del desgaste

Utilizando el algoritmo implementado en MatLab que ha sido explicado anteriormente para el caso simple de los cubos se ha determinado el desgaste a partir de los datos de los resultados de las simulaciones proporcionados por el programa Abaqus.

- *Fase 6* – Representación de resultados

Por último, para representar gráficamente los resultados del desgaste se ha utilizado el programa ParaView. Este programa permite visualizar el desgaste en las superficies de contacto de la prótesis con los valores del desgaste calculados en MatLab.

4.3 Análisis de sensibilidad de la malla.

El mallado de la geometría del modelo es un factor decisivo que va a afectar tanto a la calidad de los resultados de las simulaciones como al tiempo de cálculo computacional, por eso es necesario estudiar el tipo de malla que se va a utilizar.

En este capítulo se va a estudiar el tamaño óptimo de malla para lograr un compromiso entre el mallado y el tiempo de cálculo, es decir, que se obtengan buenos resultados reduciendo el tiempo de cálculo lo máximo posible. Para conseguir este objetivo se han realizado pruebas con las distintas mallas estudiando tanto la disposición geométrica del mallado como el tamaño del elemento utilizado.

En este estudio, los resultados que más interesan en cuanto al cálculo del desgaste se obtienen en la zona de articulación de la prótesis, entre la superficie exterior de la cabeza femoral y la parte interna del inserto. Para obtener la precisión necesaria en estas zonas, se ha dividido la geometría como puede verse en la Figura 10, se han creado dos “casquillos” con un tipo de malla diferente al resto de la prótesis, pero a la vez estos casquillos se mantienen unidos a la parte de la geometría que les corresponde mediante un contacto tipo “TIE”. Para el resto del modelo, el mallado puede ser más grueso puesto que los resultados con otro tipo de malla en las zonas fuera de la articulación serán lo suficientemente buenos en los casos estudiado en este TFG.

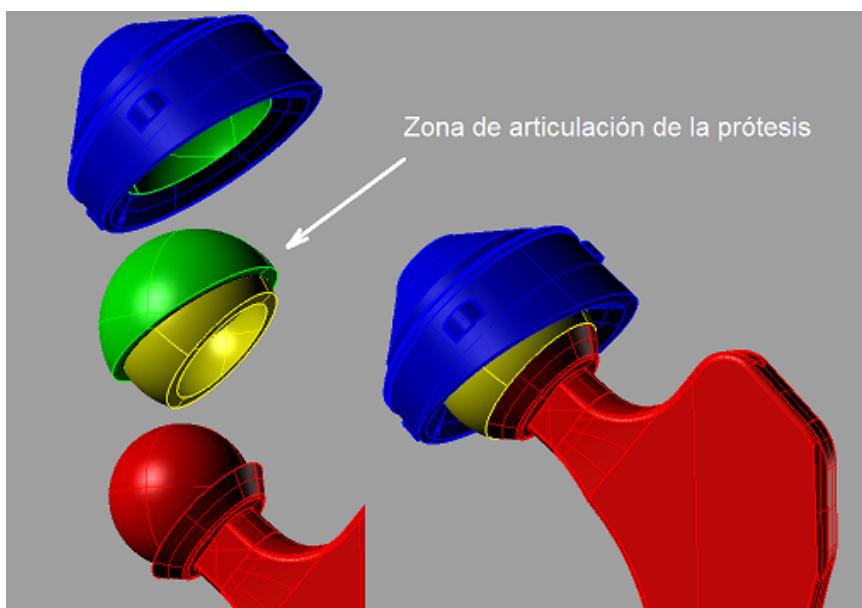


Figura 10 Distintas zonas de mallado de la prótesis.

Para el mallado de las zonas de los casquillos donde articula la prótesis, se han estudiado diferentes tipos de malla que permitan determinar: por un lado, la mejor distribución de los elementos en el modelo, y por otro el tamaño del elemento más adecuado para lograr el equilibrio entre la precisión de los resultados y el tiempo de cálculo.

Se ha comenzado realizando un mallado de tipo estructurado. Para lograr una mejor distribución de los elementos de la malla se han creado diferentes particiones en el modelo que permitan obtener mejor ordenación de los elementos. Las distintas configuraciones de las particiones utilizadas se pueden ver en las Figuras 11 y 12:

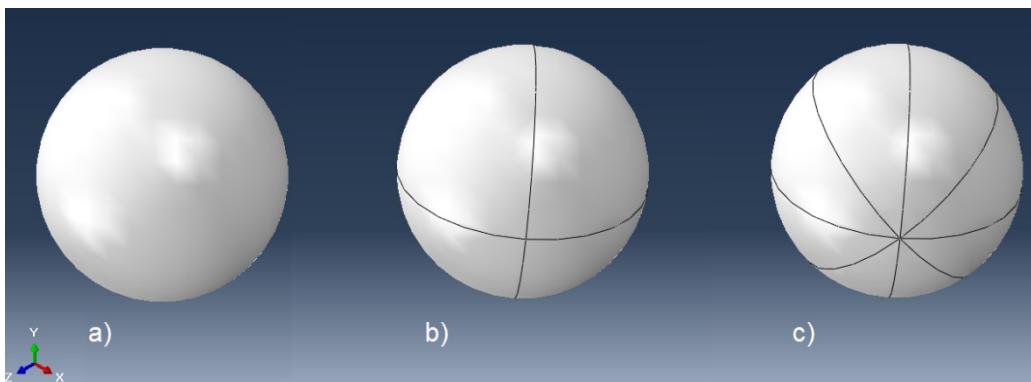


Figura 11 Geometría. a) Sin partición. b) Partición en 4. c) Partición en 8.

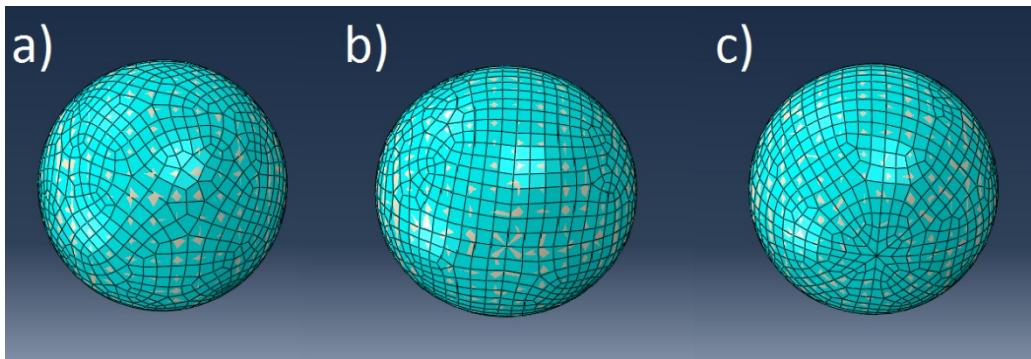


Figura 12 Malla hexaédrica. a) Sin partición. b) Partición en 4. c) Partición en 8.

Como se puede observar en la figura anterior, la partición en 4 partes genera la distribución más regular de los elementos en la malla, esta malla genera un menor número de elementos distorsionados que las demás los cuales pueden dar lugar a modelos de elementos finitos defectuosos en los que los resultados obtenidos se alejen notablemente de la realidad por lo tanto la partición en 4 será la que se va a utilizar para el mallado del modelo.

Para determinar el tamaño de elemento más adecuado se ha realizado un análisis de sensibilidad de malla. Con este propósito se ha simulado un estado de carga sobre el modelo variando el tamaño de elemento de la malla. De esta manera se ha logrado determinar el tamaño a partir del cual el porcentaje en la variación de los resultados es menor del 5 %. Se estudiará la simulación de una carga de compresión de valor 800 N, equivalente al peso de una persona, para los casos de tamaño de elemento de 0.25, 0.5, 1, 1.5, 2, 2.5 y 5mm. Los mapas de presión obtenidos en la simulación muestran en la Figura 13

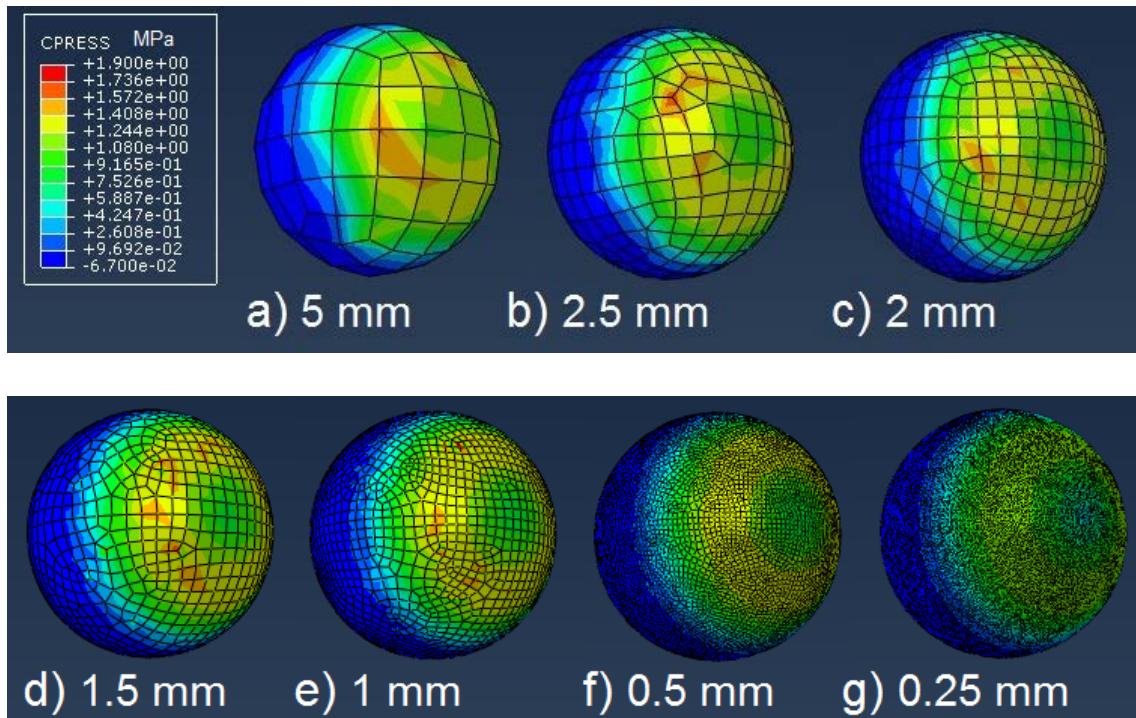


Figura 13 Mapa de presiones de contacto en la superficie de la cabeza de la prótesis para los distintos tamaños de malla.

En el Grafico 7 se relaciona el número total de elementos con la presión de contacto máxima obtenida en la simulación.

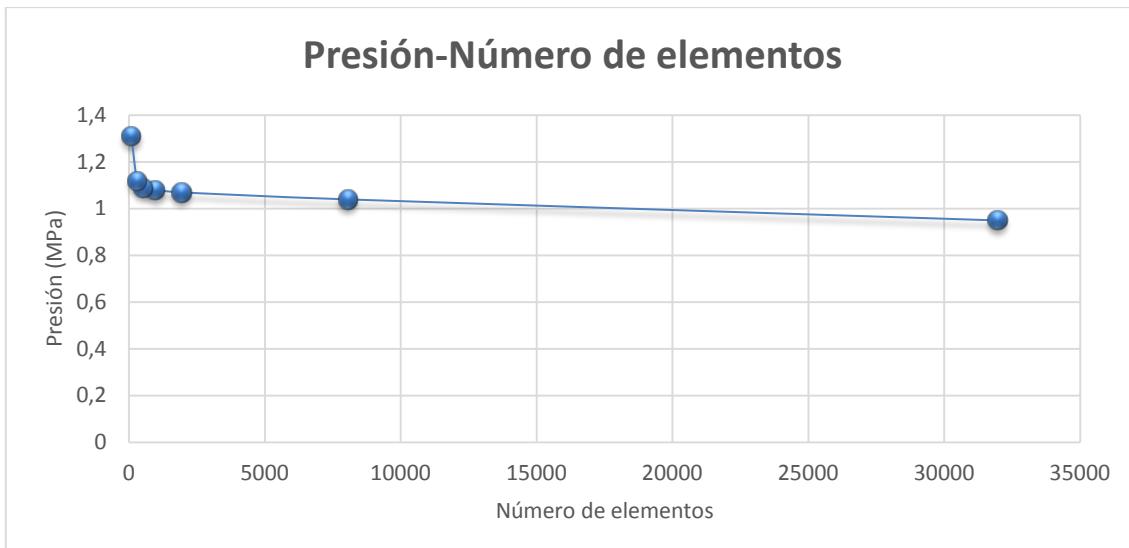


Gráfico 7 Representación número de elementos frente a presión.

Se observa que los resultados comienzan a estabilizarse a partir de los 10.000 elementos, correspondiente al tamaño de elemento de 0.5mm. Además al reducir el tamaño de elemento a la mitad, los resultados experimentan una variación menor al 5 %. Por tanto, a partir de este punto se tomara el tamaño de 0.5 mm como malla para realizar el análisis.

Mientras que para el mallado de las zonas de articulación se han utilizado hexaedros lineales (C3D8) para el resto de la geometría de la prótesis, el vástago y el inserto se han utilizado tetraedros lineales (C3D4) que permiten mallar geometrías más irregulares. La diferencia entre las dos mallas es el tamaño medio del elemento: en el caso del vástago los elementos son de 1.5mm y en el del inserto de 2mm. El resultado final del mallado de la prótesis puede verse en la Figura 14.

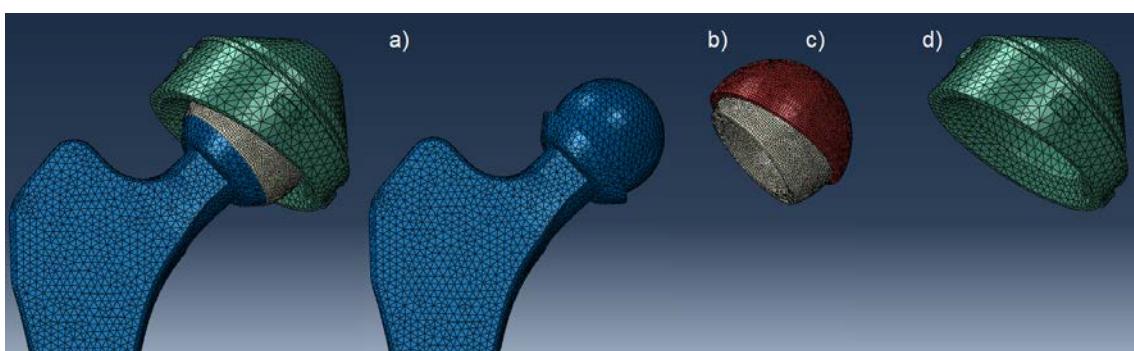


Figura 14 Malla de elementos finitos de los distintos elementos de la prótesis de cadera.

En la Tabla 6 se muestran resumidas las características de la malla que se ha utilizado.

PARTE	TAMAÑO DE ELEMENTO	NÚMERO DE ELEMENTOS	TIPO DE ELEMENTO
a) Vástago e interior de la cabeza femoral	1,5 mm	69536	Tetraedros (C3D4)
b) Zona de articulación de la cabeza femoral	0,5 mm	16086	Hexaedros (C3D8)
c) Zona de articulación del inserto	0,5 mm	14316	Hexaedros (C3D8)
d) Inserto	2 mm	17272	Tetraedros (C3D4)

Tabla 6 Características de la malla de EF utilizada.

5. RESULTADOS

En este capítulo se van a presentar los resultados que se han obtenido durante las simulaciones realizadas tanto sobre la prótesis de cadera como los modelos simplificados del cubo. Además se han analizado los resultados más relevantes obtenidos y se ha elaborado una comparación entre los resultados de desgaste obtenidos con los diferentes pares de contacto utilizados en la fabricación de las prótesis.

Con el objetivo de analizar la sensibilidad de los distintos parámetros de diseño en las simulaciones, se han realizado las distintas simulaciones en el modelo de EF simplificado que se explicaron en el capítulo anterior. A continuación se muestran los resultados de la presión de contacto obtenidas en las simulaciones.

En primer lugar se ha analizado como influye la variación del coeficiente de rozamiento entre los cubos en la generación del desgaste. En la Figura 15 se muestran las presiones de contacto que se han obtenido en el cubo pequeño con cada coeficiente de rozamiento estudiado.

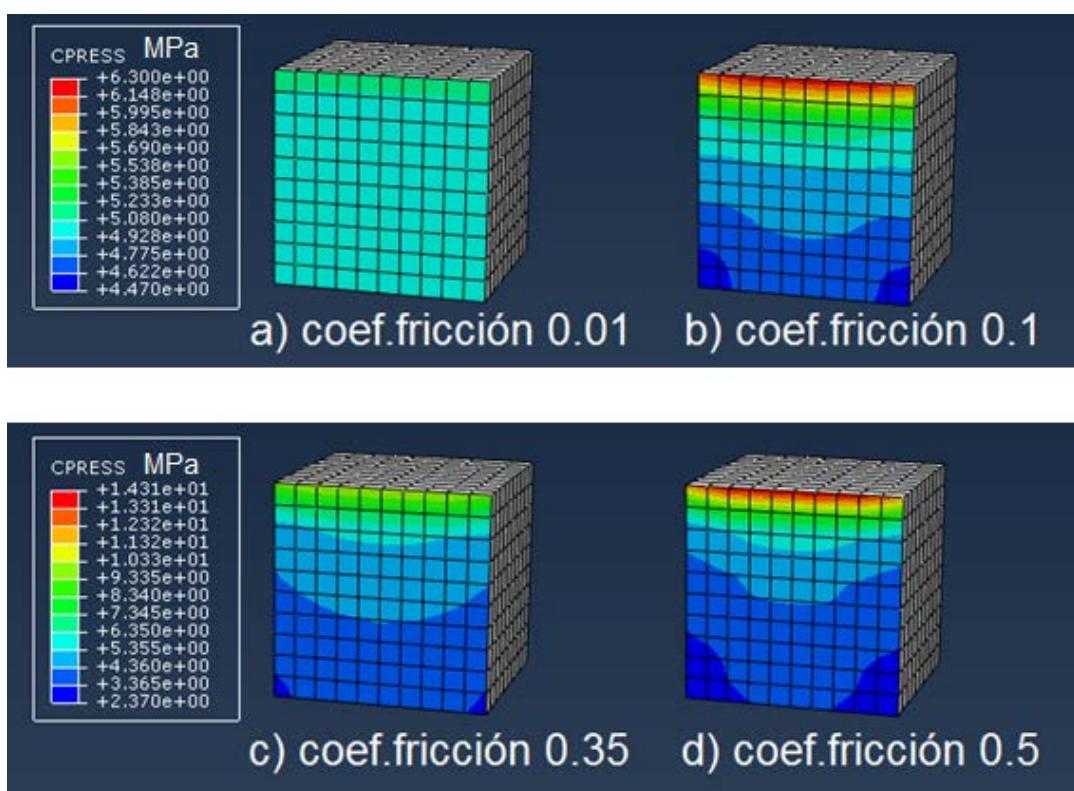


Figura 15 Variación de la presión de contacto con el coeficiente de rozamiento.

En la Figura 16 se muestra la evolución del desgaste al aumentar el coeficiente de fricción entre los cubos.

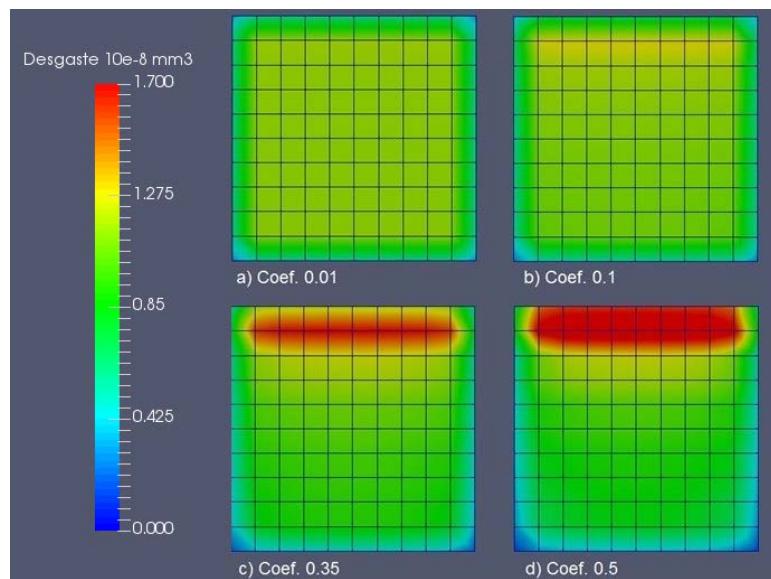


Figura 16 Evolución del desgaste en función del coeficiente de rozamiento.

En la figura puede verse que la zona de presión es mayor en la parte superior que en la inferior, esto es debido a la dirección del movimiento de cubo. Se obtiene una zona superior donde el cubo tiende a hundirse sobre la superficie sobre la que se desplaza, mientras que en la zona inferior tiende a alejarse de la superficie, este efecto se incrementa conforme aumenta el coeficiente de rozamiento, provocando que la presión de contacto también aumente, y como el desgaste está fuertemente influenciado por la presión de contacto, se obtienen una zonas donde la producción del desgaste es mayor como se observa en la Figura 16.

En el Gráfico 8 se muestra el desgaste volumétrico total obtenido en la superficie de contacto para cada coeficiente de rozamiento. En el grafico se observa como, según se esperaba, al aumentar el coeficiente de fricción también se aumenta en desgaste en la superficie.

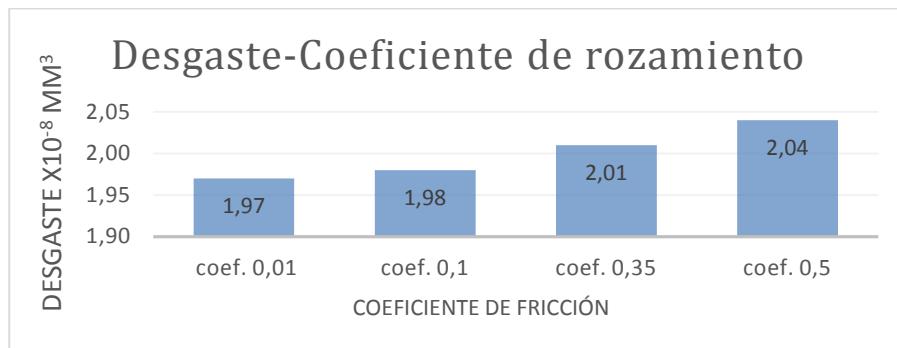


Gráfico 8 Desgaste de la superficie de contacto en mm³ en función del coeficiente de rozamiento.

A continuación se ha estudiado la influencia de la fuerza aplicada sobre el cubo. En la Figura 17 se muestran las presiones de contacto en la cara del cubo.

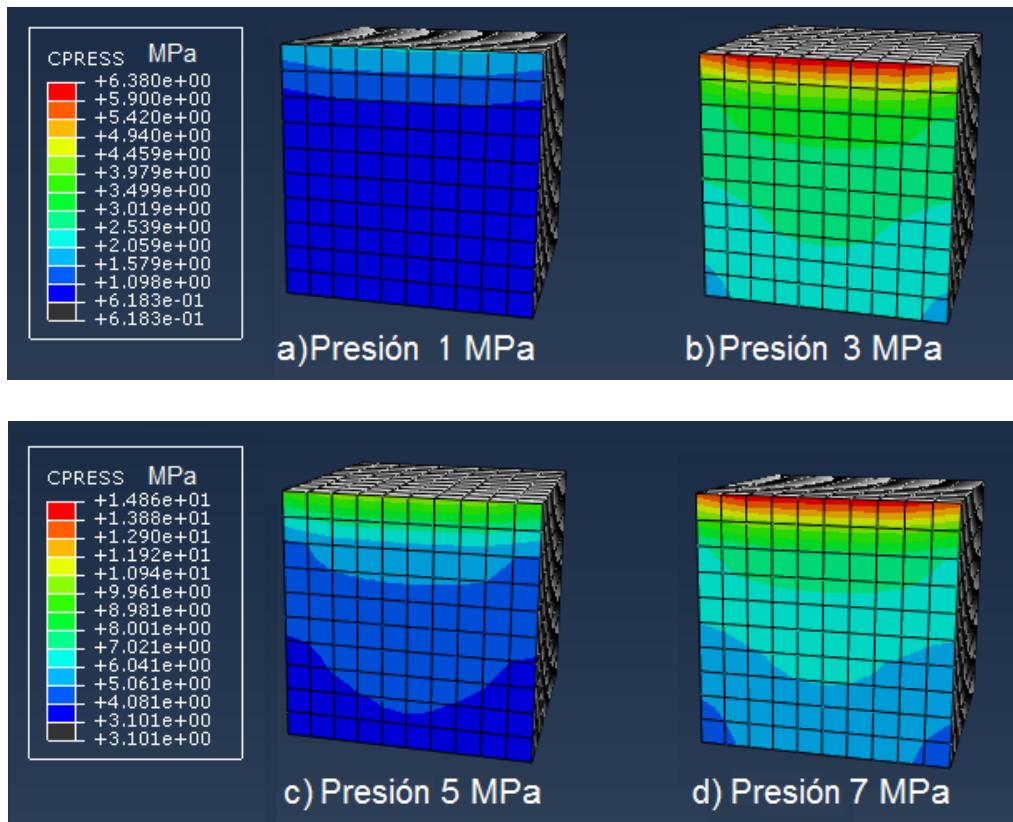


Figura 17 Variación de la presión de contacto con la fuerza aplicada sobre el cubo.

En la Figura 18 se observa la influencia que tiene la fuerza sobre el cubo en el desgaste.

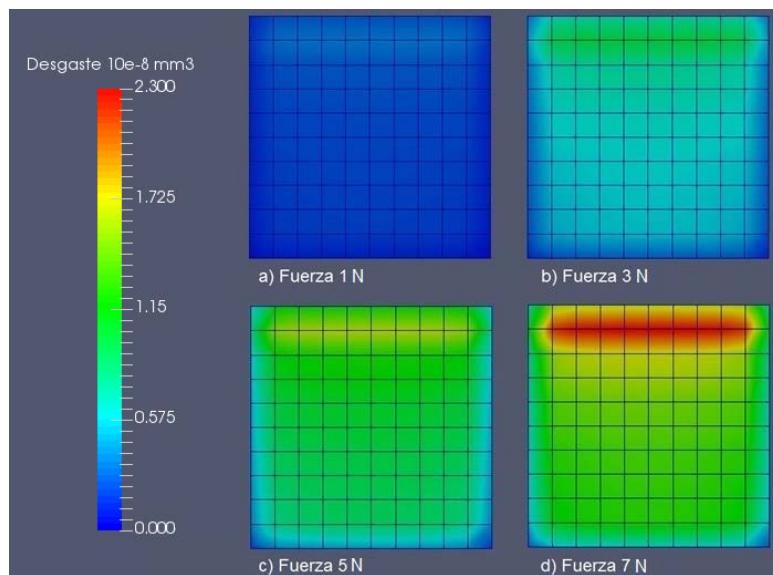


Figura 18 Evolución del desgaste en función de la fuerza aplicada.

En este caso, se puede ver en la figura que tanto la distribución de la presión como la del desgaste están más repartidas por la superficie que en el caso anterior y menos localizadas en una determinada zona. Esto es debido a que el coeficiente de rozamiento tiene menos influencia que en el caso anterior y no se produce el efecto de deformación que provocaba que se formaran zonas de mayor desgaste en el caso anterior. También puede observarse que al aumentar estas fuerzas se producen presiones de contacto mayores que cuando se aumenta el coeficiente de rozamiento por lo que el desgaste producido también aumenta. El desgaste que se ha producido en las superficies de contacto se muestra en el siguiente Gráfico 9.

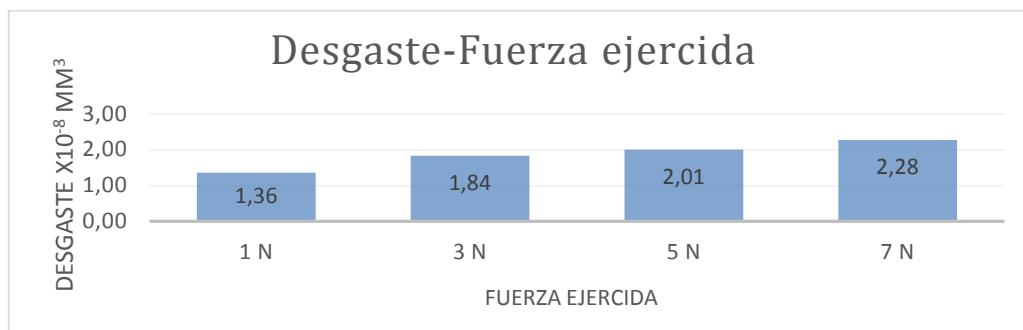


Gráfico 9 Desgaste de la superficie de contacto en mm^3 en función de la fuerza ejercida.

Por último se ha determinado la influencia del material de fabricación en el desgaste, simulando distintos pares de contacto. En la Figura 19 se muestra las presiones de obtencidas.

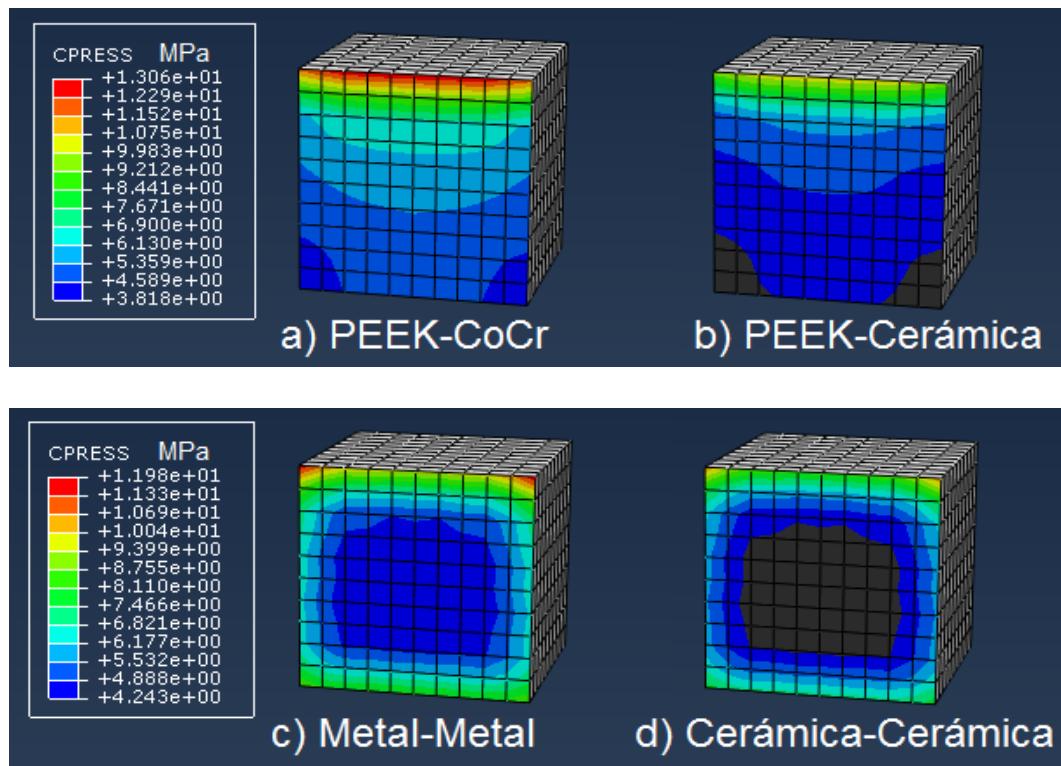


Figura 19 Variación de la presión de contacto con los diferentes pares de contacto.

En la Figura 20 se muestra el desgaste producido en los distintos pares de contacto más utilizados en la fabricación de prótesis.

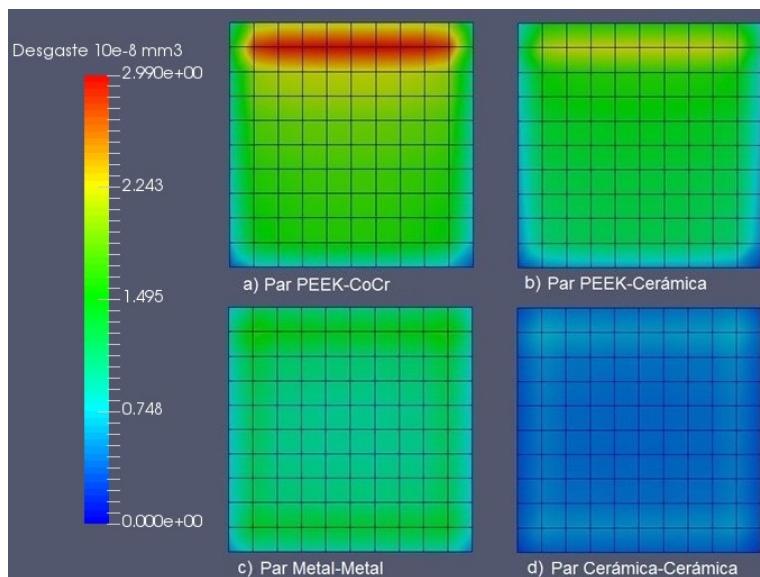


Figura 20 Desgaste producido con distintos pares de contacto.

Para esta simulación el material del cubo representado en la figura ha sido: a) PEEK, b) Cerámica, c) Metal, y d) Cerámica. Tras analizar los distintos pares de contacto más utilizados en la fabricación de prótesis se ha observado que las presiones de contacto obtenidas son mayores que en los otros casos y más uniformes. Se puede ver que utilizando materiales más rígidos, la presión de contacto es menor, por lo que se produce menos desgaste que con los materiales menos rígidos, como se observa en el caso a) al utilizar PEEK se produce de nuevo el efecto de deformación que aparecía en los casos anteriores y se crea una línea de desgaste en la zona próxima a la arista hacia donde se dirige el movimiento. A la vista de las imágenes puede verse que de todos los parámetros estudiados el más influyente en la generación del desgaste es el material con el que están fabricados los componentes de la prótesis. En el Gráfico 10 se muestra el desgaste total obtenido para cada par de contacto.

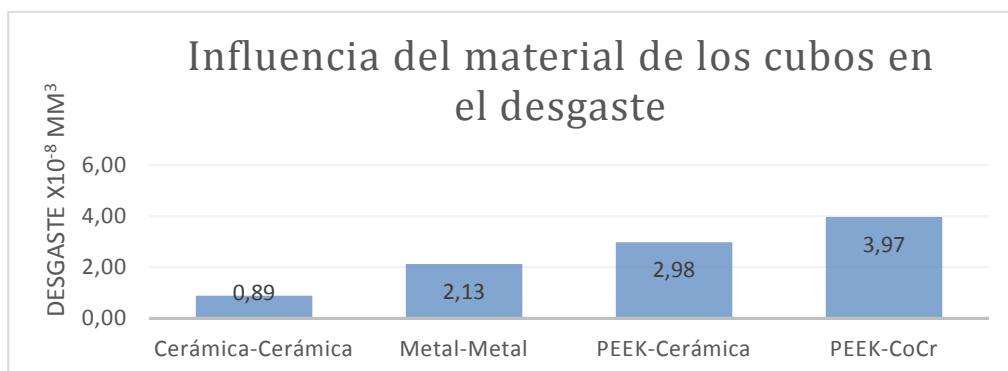


Gráfico 10 Desgaste de la superficie en mm^3 para cada par de contacto.

Como se ha explicado anteriormente uno de los factores clave a la hora de determinar el desgaste producido es la presión de contacto en la zona de articulación de la prótesis. A continuación se muestra la vista desde el eje Z de las presiones de contacto sobre la cabeza femoral, obtenidas en los diferentes instantes de tiempo más representativos durante el ciclo de marcha para los distintos pares de contacto simulados. El ciclo de marcha comienza con el impacto del talón en el suelo y finaliza al contactar el talón del mismo pie de nuevo con el suelo. En la Figura 21 se muestran las presiones obtenidas para el par de contacto PEEK-CoCr.

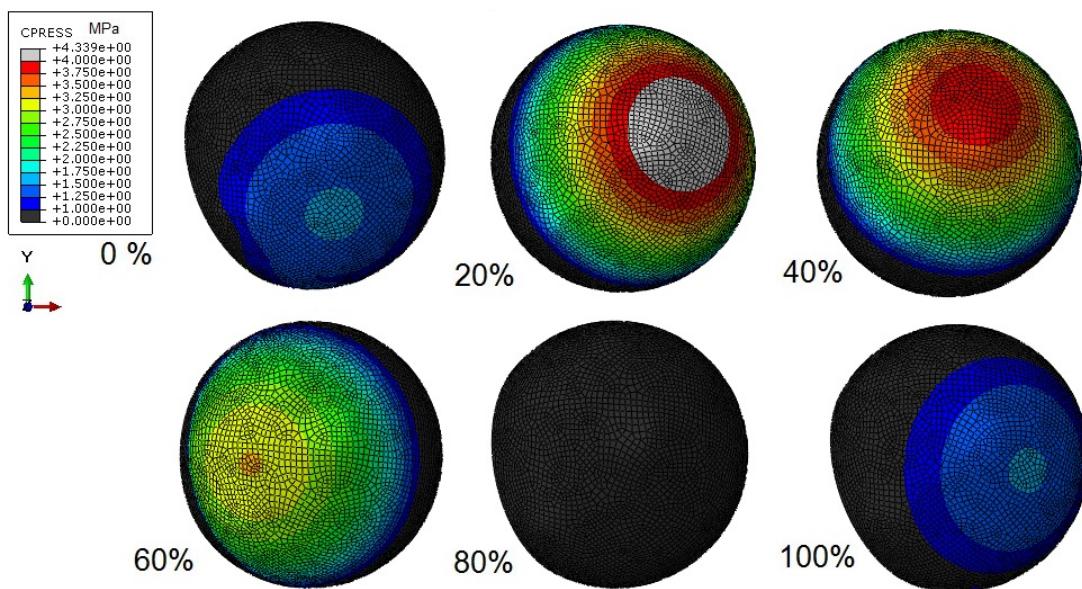


Figura 21 Mapa de presiones en el par de contacto PEEK-CoCr.

La presión de contacto máxima se obtiene aproximadamente en el 20% del ciclo de marcha, con un valor de 4,39 MPa. Este porcentaje corresponde al instante en el que el pie está completamente apoyado en el suelo justo antes de que la otra pierna comience a avanzar hacia delante y por tanto esta pierna está soportando todo el peso del cuerpo. Entre el 60% y el 100% de ciclo de marcha se produce la denominada fase de oscilación donde el pie no se encuentra en contacto con el suelo, es en esta fase donde se encuentran las presiones de contacto mínimas de 0,87 MPa y se corresponde aproximadamente al 80% del ciclo cuando los dos pies se encuentran perpendiculares al suelo.

En la Figura 22 se muestran las presiones obtenidas en el par de contacto PEEK-Cerámica, en el ciclo de marcha vistas desde el eje Z.

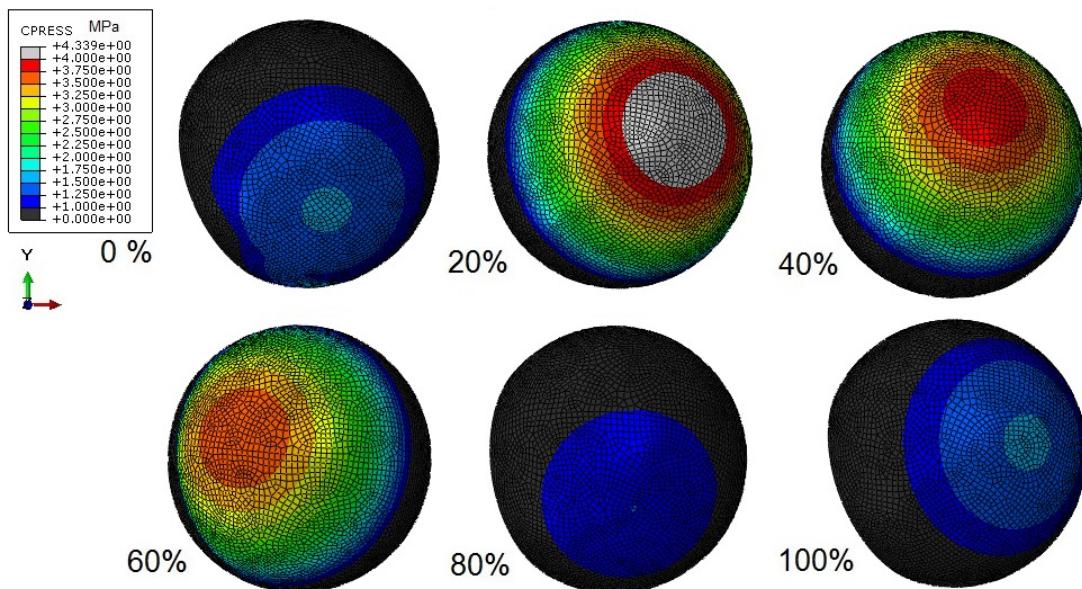


Figura 22 Mapa de presiones del par de contacto PEEK-Cerámica.

Con este par de contacto se han obtenido presiones de magnitud muy similares al par PEEK-CoCr, en todos los instantes pero un poco menores, debido a, como se ha comentado anteriormente, la rigidez de la cerámica y que al coeficiente de rozamiento entre la cerámica y el PEEK es menor que en el caso anterior. De la misma manera la presión máxima se obtiene aproximadamente en el 20% del ciclo de marcha y tiene un valor de 4,34 MPa. Aunque la magnitud de las presiones es muy parecida a la del par anterior, las zonas de presión máxima son más reducidas que en el caso PEEK-CoCr. También se observa un aumento de la presión de contacto durante la fase de oscilación, la presión de contacto mínima sigue correspondiendo al aproximadamente 80% del ciclo y tiene un valor de 1,11 MPa.

En la Figura 23 se muestran las presiones obtenidas en el par de contacto Metal-Metal, en el ciclo de marcha vistas desde el eje Z.

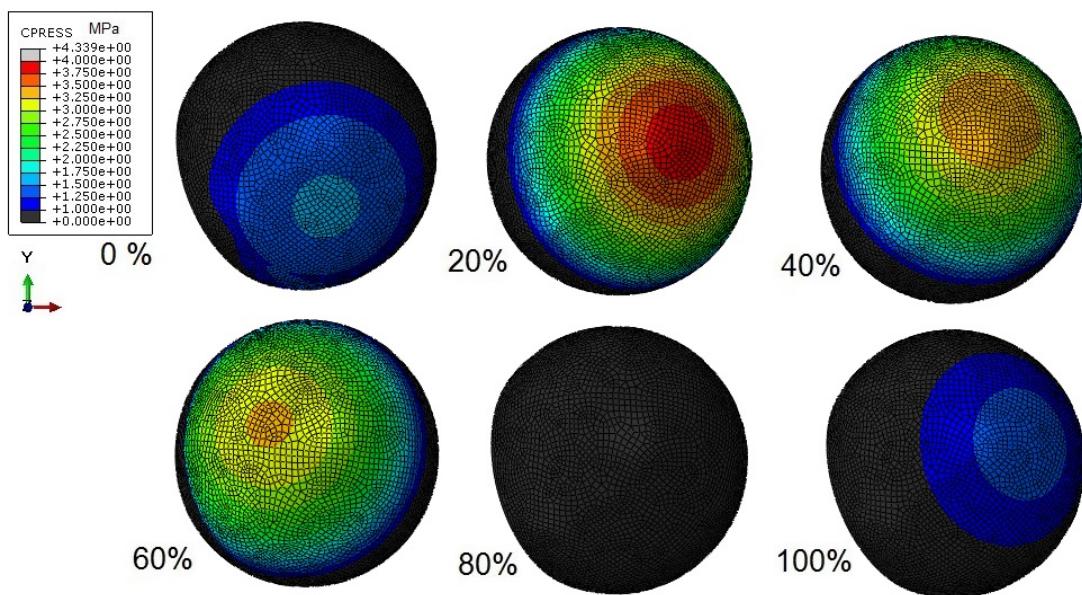


Figura 23 Mapa de presiones del par de contacto Metal-Metal.

Con el par de contacto Metal-Metal se consiguen presiones de contacto con aproximadamente la misma distribución que en los casos anteriores pero bastante inferiores en magnitud. Al ser el material del inserto y de la cabeza femoral el mismo, la rigidez es la misma en inserto y en la cabeza. Esto unido a un coeficiente de rozamiento menor que en los otros casos y a la rigidez elevada del CoCr, consiguen disminuir significativamente la presión de contacto. En este caso se obtiene una presión máxima con una magnitud de 3,96 MPa en el 20% del ciclo de marcha aproximadamente y una presión mínima de 0.86 MPa que corresponde aproximadamente al 80% del ciclo.

En la Figura 24 se muestran las presiones obtenidas en el par de contacto Cerámica-Cerámica, en el ciclo de marcha vistas desde el eje Z.

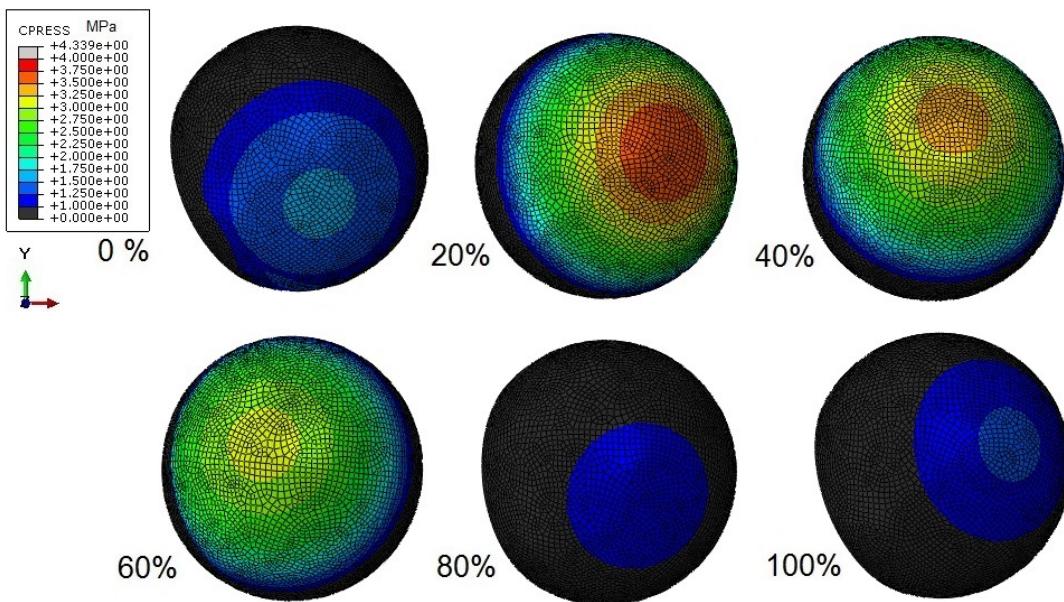


Figura 24 Mapa de presiones del par de contacto Cerámica-Cerámica.

Aunque en la imagen puede verse que la forma de la distribución de presiones en los diferentes instantes del ciclo es similar a las anteriores ensayadas, con este par de contacto se consiguen las presiones de contacto más pequeñas de todos los casos. Esto es debido a que, al igual que en el caso anterior, el material de la cabeza femoral y el inserto es el mismo, la rigidez de este material es la mayor de todos los materiales analizados y el coeficiente de rozamiento del par de contacto es el más bajo de todos los casos, lo que produce que las presiones de contacto sean las más pequeñas. La presión máxima corresponde aproximadamente al 20% del ciclo y tiene una magnitud de 3.76 MPa y la mínima al 80% del ciclo con valor de 0,98 MPa.

Los resultados obtenidos en estas simulaciones del ciclo de marcha sobre diferentes pares de contacto concuerdan con los obtenidos en las simulaciones que se realizaron de los diferentes pares de contacto en el modelo simplificado de los cubos, aunque estos modelos son simplificados y solo se tuvo en cuenta un determinado instante de tiempo, también se determinó que las presiones de contacto máximas se obtienen en el Par PEEK-CoCr seguidas del par PEEK-Cerámica, Metal-Metal y por último Cerámica-Cerámica

Para terminar el estudio se ha realizado una comparación de la influencia de los distintos pares de contacto en el desgaste que se produce en las prótesis. Para ello se ha representado gráficamente el desgaste que se había calculado anteriormente en las distintas simulaciones realizadas.

En las Figuras 25 y 26 se muestra la evolución del desgaste durante el ciclo de marcha en los diferentes pares de contacto simulados. La representación gráfica muestra el desgaste volumétrico acumulado en los diferentes instantes del ciclo, por lo tanto el desgaste final del ciclo se refleja en la última imagen.

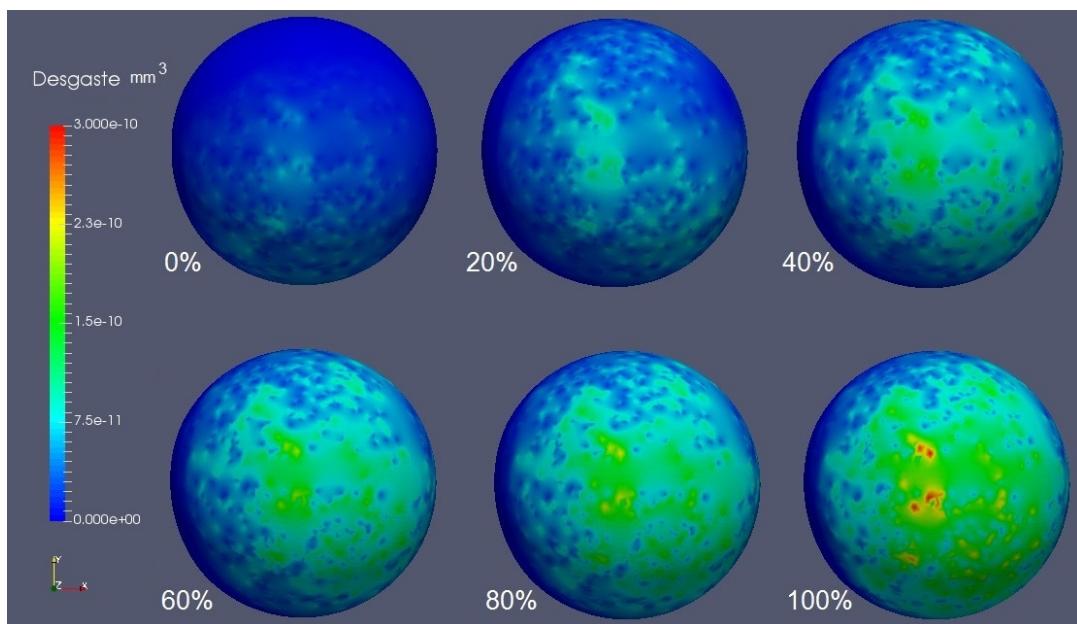


Figura 25 Mapa de desgaste sobre la cabeza femoral para el par PEEK-CoCr.

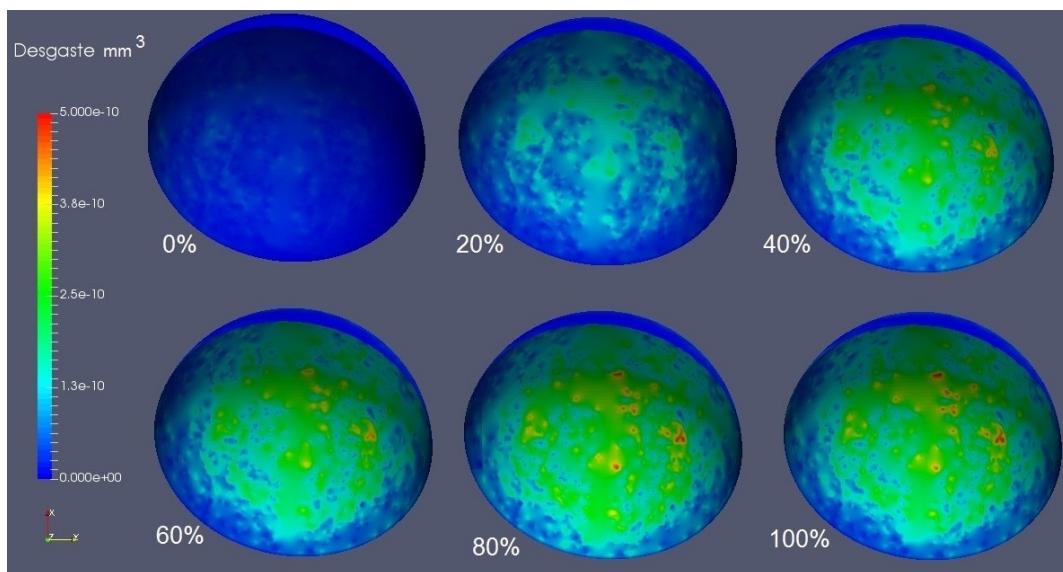


Figura 26 Mapa de desgaste sobre el inserto para el par PEEK-CoCr.

Como se puede observar en las Figuras 25 y 26 el desgaste evoluciona de manera progresiva durante el ciclo de marcha, correspondiendo los instantes de mayor presión en las superficies con la mayor producción de desgaste. También se observa que el componente de la prótesis que más se desgasta es el inserto fabricado con PEEK, esto es debido a que el inserto es un material mucho más blando que el CoCr.

En las Figuras 27 y 28 se muestra el desgaste obtenido para el contacto PEEK-Cerámica.

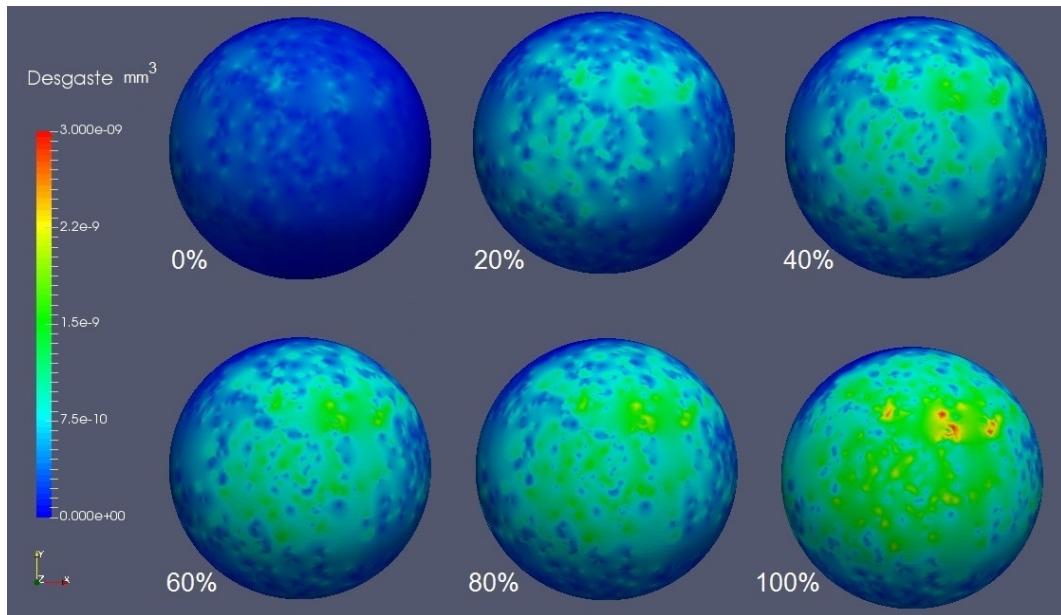


Figura 27 Mapa de desgaste sobre la cabeza femoral para el par PEEK-Cerámica.

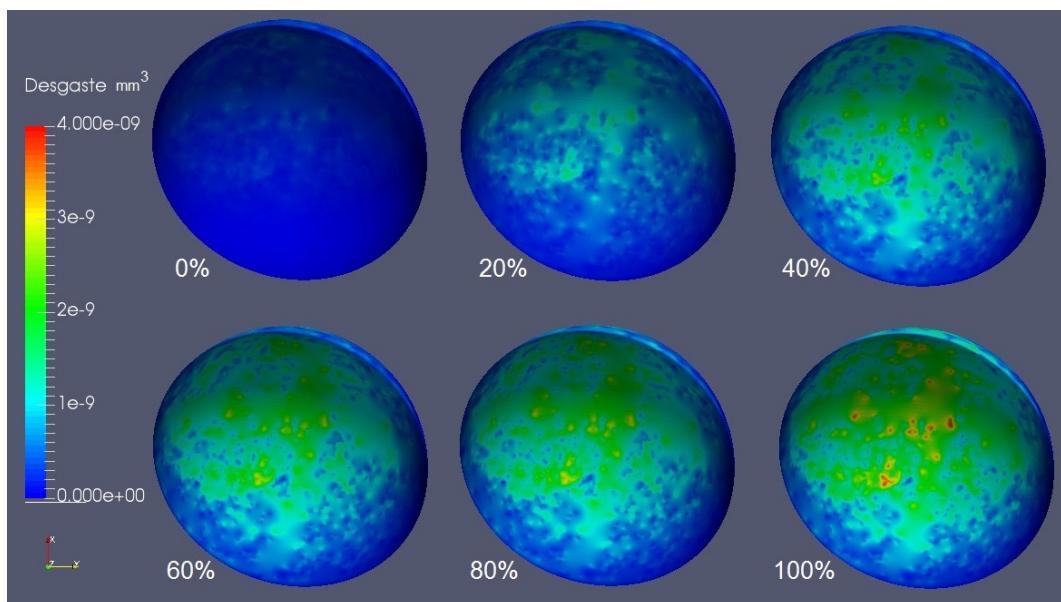


Figura 28 Mapa de desgaste sobre el inserto para el par PEEK-Cerámica.

En las Figuras 27 y 28 se puede observar que los resultados de este par son muy parecidos al par PEEK-CoCr tanto en los valores como la distribución del desgaste sobre las superficies pero en este caso los valores de desgaste son un poco inferiores al caso anterior por lo que las prótesis fabricadas con este par de contacto tendrán un desgaste menor durante el ciclo de marcha.

En las Figuras 29 y 30 se muestra el desgaste obtenido para el par de contacto Metal-Metal.

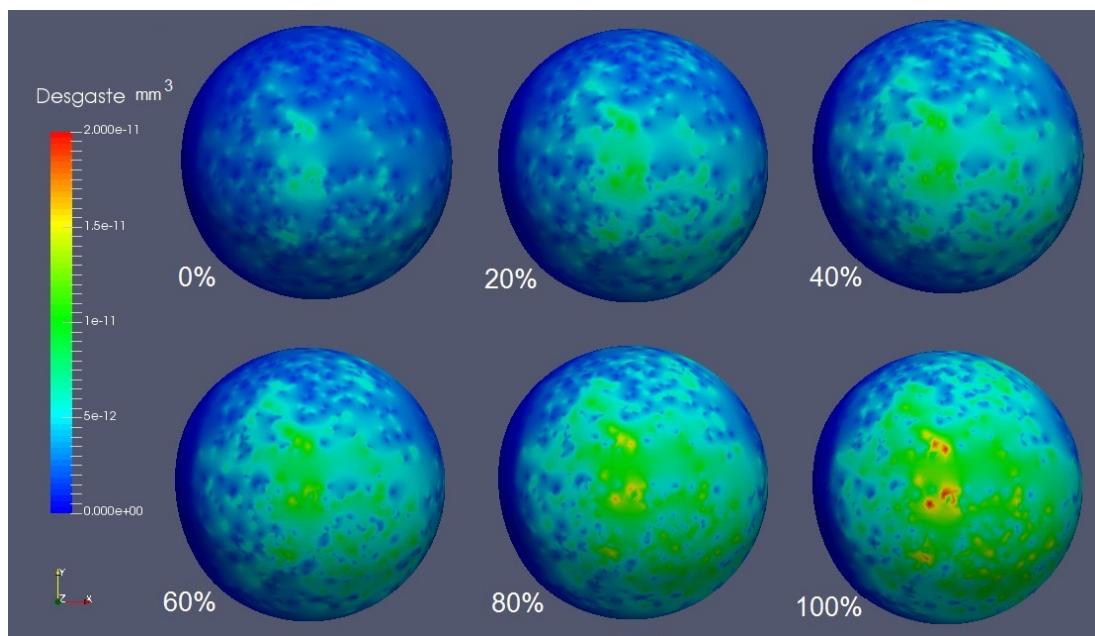


Figura 29 Mapa de desgaste sobre la cabeza femoral para el par Metal-Metal.

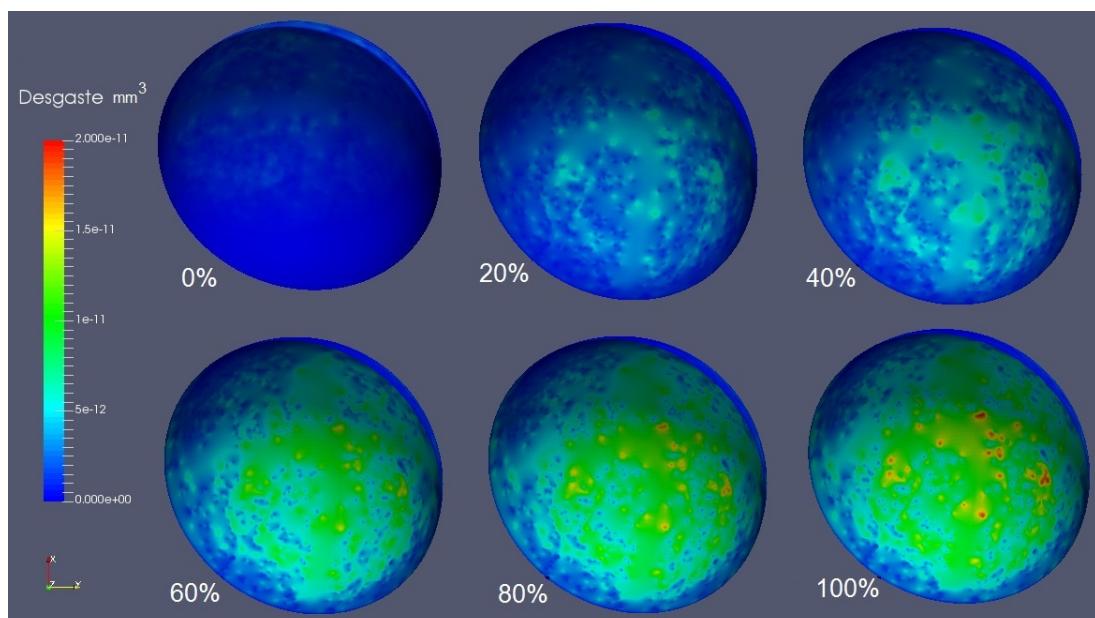


Figura 30 Mapa de desgaste sobre el inserto para el par Metal-Metal.

En las anteriores figuras se observa que en este par de contacto, la magnitud del desgaste es prácticamente la misma en la cabeza femoral y en el inserto, por lo tanto y a diferencia de los pares anteriores, ambos componentes se desgastaran de la misma forma. También se puede ver que la magnitud del desgaste sobre este par es significativamente más pequeña que en los casos anteriores, es decir, este par de contacto se desgastará mucho menos que los anteriores durante el ciclo de marcha.

Por último, en las Figuras 31 y 32 se muestra el desgaste que se ha obtenido con el par de contacto Cerámica-Cerámica.

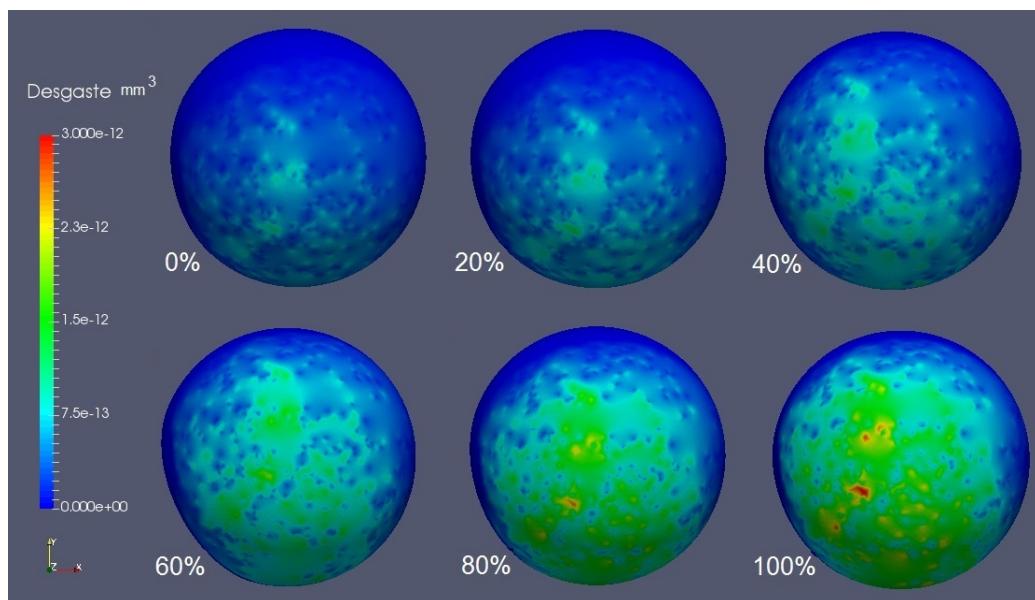


Figura 31 Mapa de desgaste sobre la cabeza femoral para el par Cerámica-Cerámica.

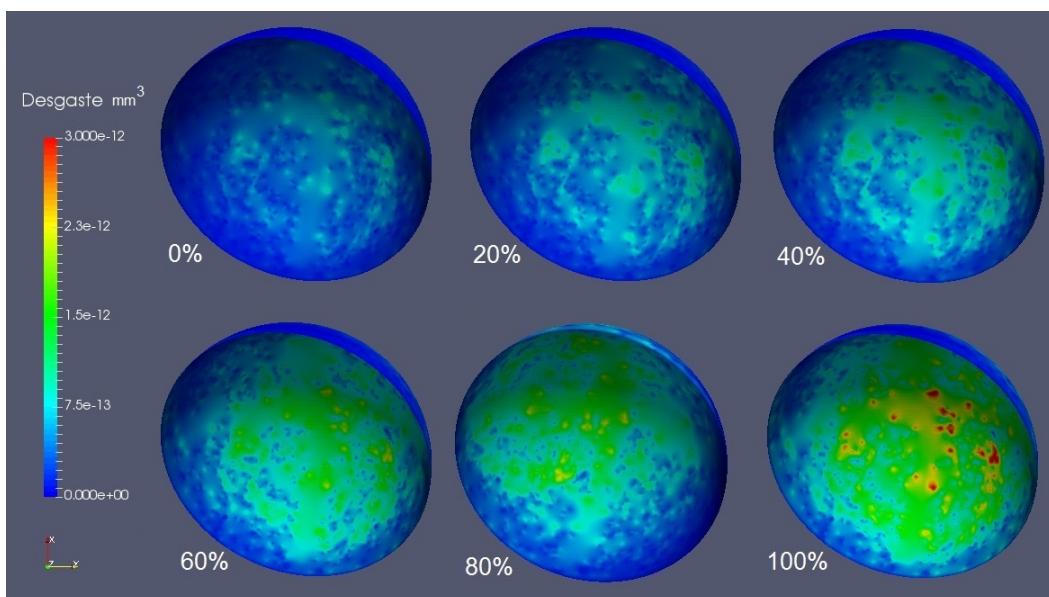


Figura 32 Mapa de desgaste sobre el inserto para el par Cerámica-Cerámica.

En el caso de este par se obtienen los valores de desgaste más pequeños de todos los casos ensayados. De forma similar al caso del par Metal-Metal, el inserto y la cabeza femoral se desgastan aproximadamente de la misma forma. Aunque estos pares de contacto tienen la menor tasa de desgaste de todos los anteriores, en la actualidad son los que mayor tasa de fallo tienen debido a una fijación deficiente al hueso y un mal diseño protésico.

Por ultimo una vez se han estudiado los diferentes pares de contacto durante el ciclo de marcha se ha realizado una predicción del desgaste que sufrirán los diferentes pares de contacto en dos millones de ciclos, para poder compararlos con los resultados obtenidos en un simulador “in vivo” de desgaste de prótesis en la cadera [29] Grafico 12

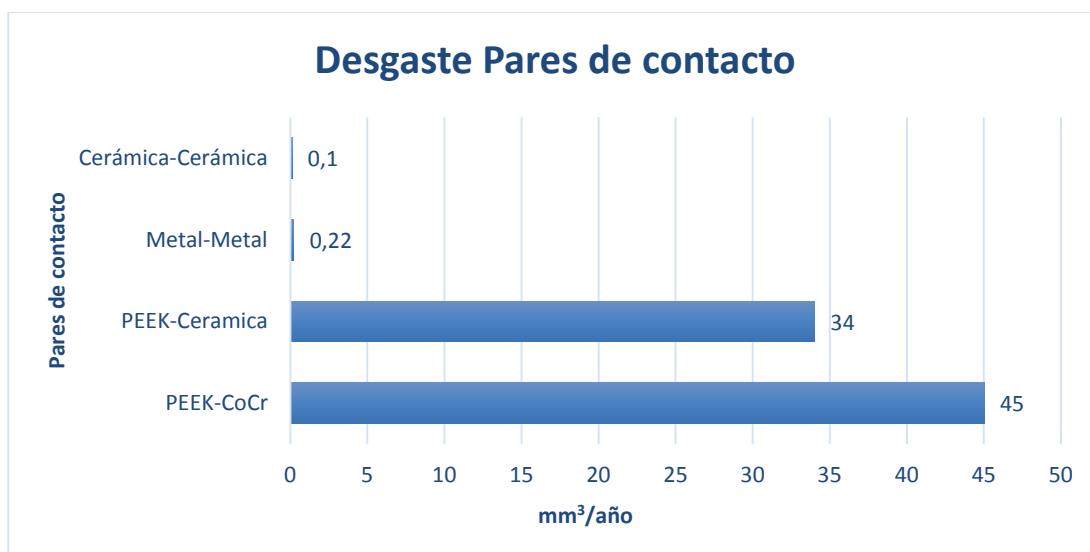


Gráfico 11 Desgaste acumulado de los distintos pares de contacto en la cabeza femoral.

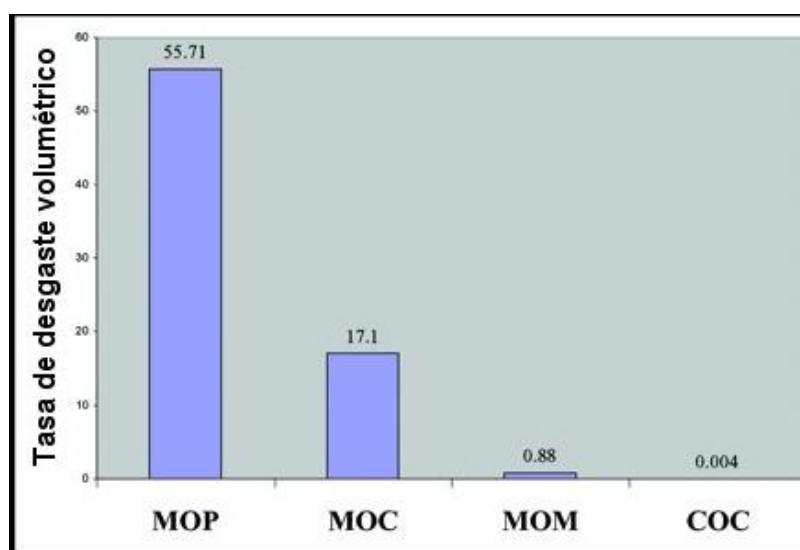


Gráfico 12 Desgaste acumulado de diferentes pares de fricción en la cabeza femoral probados en un simulador de cadera. MOP = metal-polietileno, MOC = metal-cerámica, MOM = metal-metal y COC = cerámica-cerámica [29].

Comparando los datos de los dos gráficos anteriores que las tasas de desgaste obtenidas a través de la simulación computacional son similares a las obtenidas a través del simulador de cadera, aunque las diferencias entre unos y otros pueden deberse a factores como la geometría de la prótesis o al tipo de simulación utilizado. Por otro lado los resultados obtenidos para el PEEK no son completamente comparables al tratarse de otro material diferente al que se utiliza en la simulación “in vitro”.

De la misma forma en ambos estudios se determina que el menor desgaste se produce en el par Cerámica-Cerámica. No obstante y debido a la dureza de las cerámicas, las características de desgaste con sensibles a variables de diseño fabricación e implantación, también se ha observado en determinados casos un desgaste acelerado de este tipo de prótesis asociado a una incorrecta colocación de los implantes. En cuanto a la generación de partículas de desgaste en este tipo de prótesis parecen no ser bioinertes como inicialmente se supuso pero debido a la alta resistencia a la corrosión de las cerámicas la toxicidad por iones no es un tema que se plantea.

Los resultados sobre la tasa de desgaste del par Metal-Metal también son similares, estos pares de contacto fabricados en una aleación de cromo cobalto, llevan utilizándose más de una década con buenos resultados aunque el problema principal de este tipo de prótesis es la producción de iones metálicos asociados al desgaste que pueden afectar negativamente al paciente.

En el caso de los pares de contacto donde se emplea el PEEK, se obtienen tasas de desgaste que no son completamente comparables a las del polietileno. EL PEEK es un material biocompatible que lleva utilizándose con éxito en cirugía desde hace unos años ya que tiene un nivel de aceptación en el cuerpo mayor que el de los otros tipos de pares de contacto sin embargo presenta una mayor tasa de desgaste que otros pares y en la actualidad se sigue estudiando este tipo de implantes.

Para terminar este estudio se han realizado simulaciones de los diferentes ciclos de marcha que se han explicado anteriormente sobre el par de contacto PEEK-CoCr. Con estas simulaciones se pretende analizar los movimientos fisiológicos que causan mayor desgaste sobre las prótesis de cadera. En la Figura 33 se muestra el desgaste obtenido durante las simulaciones.

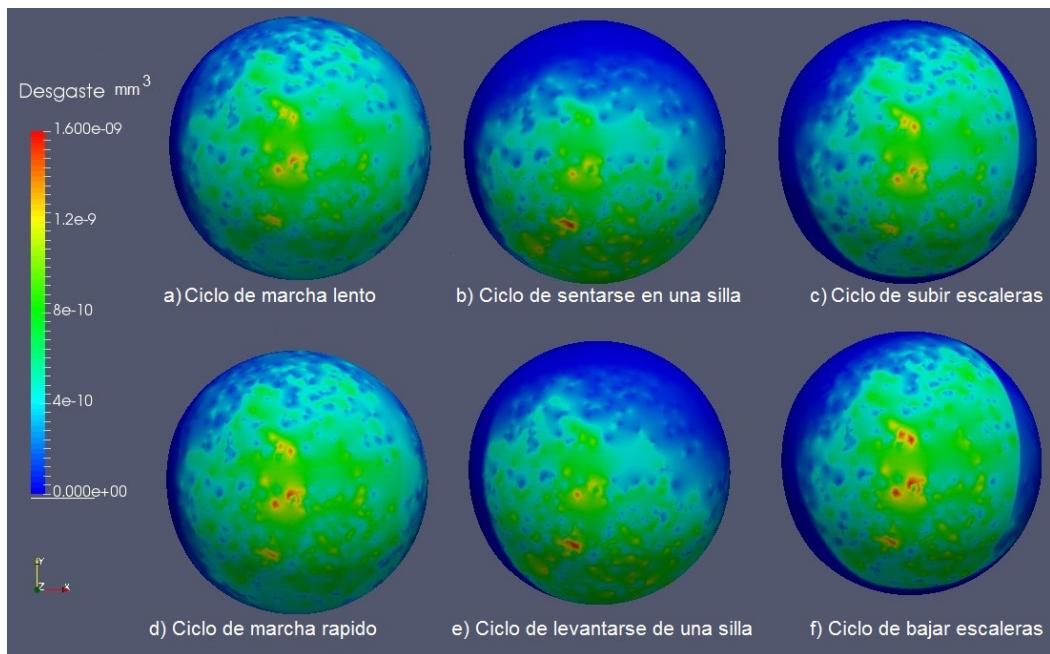


Figura 33 Mapa de desgaste sobre la cabeza femoral para los distintos movimientos fisiológicos.

En el Grafico 13 se muestra el desgaste volumétrico en $\text{mm}^3/\text{año}$ que se produce sobre el par según el movimiento al que está sometido. Este desgaste se obtiene tras dos millones de ciclos de la misma forma que se ha explicado en el caso anterior. Aunque esta comparación no es del todo correcta ya que no todos los movimientos se realizan con la misma frecuencia, el gráfico proporciona una estimación del desgaste que producen los mismos y determina que el mayor desgaste se produce en ciclos donde las cargas que actúan sobre la prótesis son más altas, como es el caso de bajar escaleras.

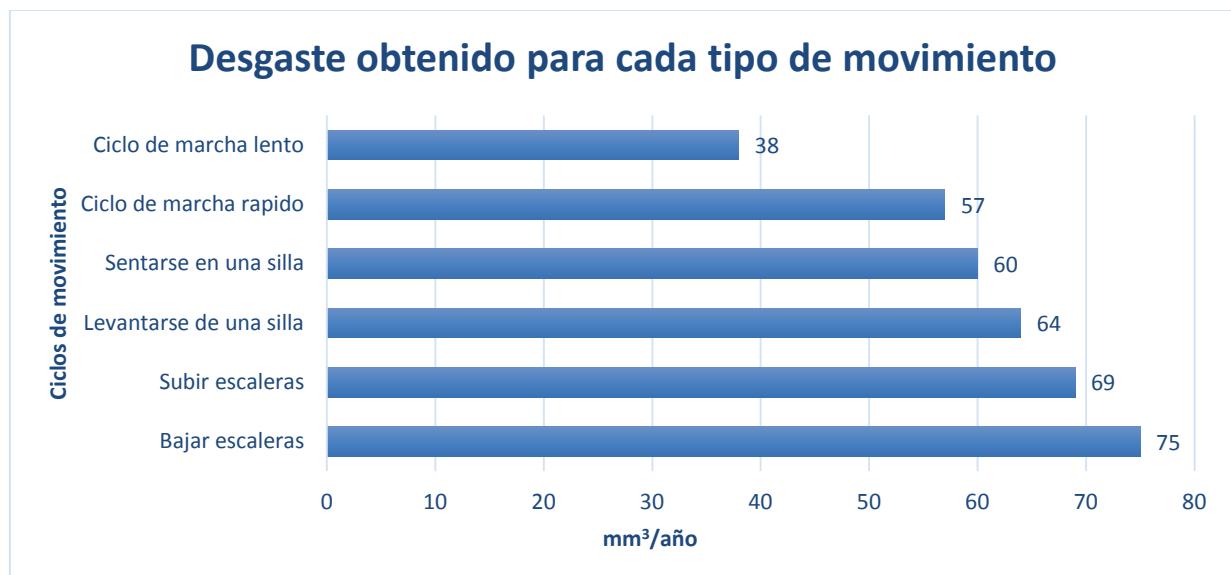


Gráfico 13 Desgaste acumulado sobre la prótesis para distintos tipos de movimientos en la cabeza femoral.

6. CONCLUSIÓN.

Al analizar los resultados expuestos hasta ahora, se puede afirmar que se han alcanzado los objetivos marcados al inicio de este proyecto. El planteamiento inicial mostraba como principal objetivo la creación de un modelo de predicción del desgaste en las prótesis de cadera para los diferentes movimientos humanos utilizando para ello el análisis por elementos finitos. A diferencia de otros modelos de elementos finitos, en el caso de este estudio se ha empleado una simulación continua de los ciclos sobre las prótesis, en lugar de estudiar instantes estáticos, consiguiendo obtener resultados más precisos que otros estudios.

Para lograr obtener estos objetivos, en primer lugar se crearon los modelos simplificados de los cubos y una vez obtenida la información necesaria de estos modelos se construyó el modelo de elementos finitos de la prótesis de cadera. A través de un proceso de búsqueda bibliográfica se determinaron las condiciones de contorno y las cargas de los diferentes ciclos de marcha ensayados, también se extrajeron las propiedades mecánicas de los materiales y pares de contacto empleados. Para determinar el desgaste se implementó un modelo matemático basado en los estudios de J.F Archard con el que se consigue obtener, a partir de los resultados del análisis por elementos finitos, los valores de desgaste en la prótesis. De manera paralela también se ha logrado determinar el comportamiento mecánico de las prótesis bajo la acción de las distintas fuerzas de los ciclos de marcha.

Después de analizar las simulaciones en los modelos simplificados de los cubos se ha llegado a la conclusión de que a la hora de fabricar prótesis que minimicen el degaste hay que buscar los materiales más rígidos posible y que presente un menor coeficiente de rozamiento, siendo la rigidez del material la característica que más influencia tiene en el desgaste. De la misma forma, este modelo simplificado ha servido para verificar que el modelo matemático de desgaste implementado utilizando programas informáticos se corresponde con el desgaste que se obtendría realizando las operaciones matemáticas de modo manual.

Tras verificar en el modelo simplificado que el procedimiento para el cálculo del desgaste produce resultados correctos, se ha seguido con el análisis del ciclo de marcha en las prótesis. Con este estudio se ha logrado determinar el desgaste que se producirá en las zonas de contacto de la prótesis utilizando una simulación por elementos finitos, por lo que se puede obtener el desgaste que se producirá con diferentes pares de contacto en la fase de diseño, no siendo necesarios ensayos de desgaste posteriores a la fabricación. Con estos análisis se ha determinado que las prótesis que mejor comportamiento tienen frente al desgaste son las

prótesis con un par de contacto Cerámica-cerámica debido a la rigidez elevada de los materiales y el bajo coeficiente de fricción entre ellos, seguidas por las prótesis Metal-Metal, PEEK-Cerámica y por ultimo sobre las que se produce mayor desgaste son las prótesis en las que se utiliza el par de contacto PEEK-CoCr. Estos resultados han sido comparados con otro estudio en el que se analiza el desgaste en las prótesis de cadera mediante la simulación de los ciclos de marcha sobre una prótesis de cadera real. También se ha determinado sobre las prótesis con un par de contacto de PEEK-CoCr, el desgaste que producen los diferentes ciclos llegando a la conclusión de que el ciclo que mayor desgaste produce es el de bajar escaleras, debido a que las cargas que actúan sobre el implante son mayores que en otros ciclos.

Este estudio se ha centrado en la producción de desgaste en prótesis de cadera ya que es una de las causas principales que determinan la vida útil de la prótesis y puede provocar el fallo del implante, sin embargo, el éxito de un implante no puede medirse solo basándose en conseguir tasas de desgaste bajo. En este estudio se ha determinado que las prótesis que mejor comportamiento presentan frente al desgaste son las que utilizan el Par Cerámica-Cerámica, sin embargo este tipo de prótesis son más susceptibles a fallos por rotura que los demás tipos de prótesis estudiados por lo que no serían indicados para pacientes jóvenes que quieran realizar actividad física intensa. Por el lado contrario se ha determinado que las prótesis con mayor tasa de desgaste son la que utilizan el par de contacto PEEK-CoCr pero estas prótesis son menos propensas al fallo por fractura. Si nos vamos al término medio encontramos las prótesis Metal-Metal sin embargo estas presentan problemas de bicompatibilidad en algunos pacientes. Con esto se llega a la conclusión de que a la elección del tipo de prótesis de cadera depende en gran medida del paciente y la utilización de cada par de contacto tiene beneficios y riesgos.

7. BIBLIOGRAFIA.

- [1] Instituto de la información sanitaria. Estadísticas comentadas. (2010). La atención a la fractura de cadera en los hospitales del SNS. Madrid: Ministerio de Sanidad y política social.
- [2] Echavarría, A. y C. Arroyave. Consideraciones acerca de las interacciones entre el metal de implante ortopédico y el tejido biológico. En: Revista Facultad de Ingeniería. 1997.
- [3] Los polímeros en medicina. Los polímeros en medicina http://www.eis.uva.es/macromol/curso05-06/medicina/ingenieria_de_tejidos.htm
- [4] Steven M. Kurtza, John N. Devinec. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. Philadelphia, PA 19104, USA 2007.
- [5] L. Cristofolini, M. Viceconti. Towards the standarization of in vivo load transfer investigations of hip prostheses, J. Strain Anal. Eng., Vol 34, Nº 1, 1-15, 1999.
- [6] Heller M.O., Bergmann G., Deuretzbacher G. Dürselen L., Pohl M., Claes L., Hass N.P., Duda G.N., Musculo-skeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing, Journal of Biomechanics 2001
- [7] K. J. Bathe (1995): *Finite Element Procedures*, Prentice Hall
- [8] S. J. Ferguson, J. T. Bryant, R. Ganz, and K. Ito. The acetabular labrum seal: a poroelastic finite element model. Clinical Biomechanics.
- [9] A. E. Anderson, B. J. Ellis, S. A. Maas, J. A. Weiss, and C. L. Peters. Validation of finite element predictions of cartilage contact pressure in the human hip joint. Journal of Biomechanical Engineering, 2008.
- [10] Mary E. Russell, Kiran H. Shivanna, Nicole M. Grosland, and Douglas R. Pedersen. Finite element of orthopaedic surgery. Journal of orthopaedic surgery and research, 2006.
- [11] Delgado rosas, Manuel, Enriquez Espino, Jaime, Distribución de esfuerzos en prótesis de cadera. Ingeniería Mecánica. Tecnología y Desarrollo 2005
- [12] Andriacchi, TP ; Galante, JO ; Belytschko, TB ; Hampton, S: A stress analysis in total hip prostheses.

- [13] Abraham, C.L. ; Maas, S.A. ; Weiss, J.A. ; Ellis, B.J. ; Peters, C.L. ; Anderson, A.E.: A new discrete element analysis method for predicting hip joint wear and contact stresses. En: Journal of Biomechanics (2013)
- [14] C. Fialho, P.R. Fernandes, L. Eca, J. Folgado, Computational hip joint simulator for wear. Journal of Biomechanics 40 (2007) 2358–2366.
- [15] ISO 14242. Implants for surgery: Wear of total hip joint prostheses. Loading and a displacement parameters for wear-testing machines.
- [16] A. Essner, K. Sutton, A. Wang, Hip simulador wear comparison of metal-onmetal, ceramic-on-ceramic and cross-linked UHMWPE bearings, (2005).
- [17] M.S. Uddin, L.C. Zhang Predicting the wear of hard-on-hard hip joint prostheses School of Mechanical and Manufacturing Engineering, The University of New South Wales, NSW 2052, Australia.
- [18] L.Mattei, F. Di Puccio, B. Piccigallo, E. Ciulli Lubrication and wear modelling of artificial hip joints.
- [19] Jin ZM, Fisher J, Ingham E. Material design, lubrication, and wear in artificial hip joints. In: Anglin J, Totten G, editors. Handbook of lubrication and tribology. New York: CRC Press; 2006.
- [20] Buford A, Goswami T. Review of wear mechanisms in hip implants: paper general. Mater Des 2004.
- [21] T. Mizoue, K. Yamamoto, T. Masaoka, A. Imakiire, M. Akagi, Validation of acetabular cup wear volume based on direct and two dimensional measurements: hip simulator analysis, Journal of Orthopaedic Science 8 (2003).
- [22] O. Calonius, V. Saikko, Analysis of relative motion between femoral head and acetabular cup and advances in computation of the wear factor for prosthetic hip joint, Acta Polytechnica Scandinavica (2003).
- [23] Demer Field, Niguel: Anatomía y movimiento humano: estructura y funcionamiento.
- [24] J.Burgos Flores: la cadera. Editorial medica Panamericana.
- [25] American Academy of Orthopaedic Surgeons: Inflammatory Arthritis of the Hip.

- [26] Harkess JW, Crockarell JR. Arthroplasty of the hip In: Canale ST, Beaty JH, eds. Campbell's Operative Orthopaedics. 12th ed. Philadelphia, 2012.
- [27] J.F. Archard, Contact and rubbing of flat surfaces, *Journal of Applied Physiology* 24 (1953) 981–988.
- [28] Material Properties Data: Polyetheretherketone (PEEK) www.makeitfrom.com
- [29] Material Properties Data: Co-Cr-Mo www.makeitfrom.com
- [30] Garellick G, Malchau H, Herberts P, Hansson E, Axelsson H, Hansson T. Life expectancy and cost utility after total hip replacement. *Clin Orthop*, 1998
- [31] PALEOCHORLIDIS, IS; et al; 2009; Clinical Outcome Study and Radiologic Findings of Zweymuller Metal-on-Metal Total Hip Arthroplasty. A Follow-up of 6 to 15 Years; *Hip International*.
- [32] WIMMER, MA; et al; 2010; Wear Mechanisms in Metal-on-Metal Bearings: The Importance of Tribocorrosion Reaction Layers; *Journal of Orthopaedic Research*.
- [33] Pares de fricción en la artroplastia total de cadera (ATC): Parámetros Tribológicos
Duque Morán, J.F.; Navarro.; Navarro García, R.; Ruiz Caballero, J.A.