



Universidad
Zaragoza

Trabajo Fin de Máster

Análisis por elementos finitos de la influencia de los pares de contacto en prótesis de cadera.

Finite element analysis of contact pairs influence in hip prosthesis.

Autor/es

Cristian Geovanny Chico Godoy

Director/es

María Amaya Pérez del Palomar Aldea



Análisis por elementos finitos de la influencia de los pares de contacto en prótesis de cadera.

Resumen

El presente trabajo fin de máster se centra en el estudio del desgaste que se produce en los diferentes componentes de una prótesis de cadera a través de la utilización de un modelado en elementos finitos. Este trabajo se enfoca directamente en el desgaste que existe en la junta que conforma la cabeza femoral y el inserto.

Se inicia con una recopilación de información acerca de estudios realizados a prótesis de caderas dentro de la Universidad de Zaragoza y en las diferentes fuentes bibliográficas, posteriormente se analiza los diferentes modelos de elementos finitos para seleccionar el más apropiado y que brinde diferentes facilidades de adaptación de parámetros y condiciones a las que se debe someter a una prótesis de cadera (ciclo de marcha normal) y que son necesarios para un estudio de este tipo. Seleccionado el modelo de elementos finitos se modifica y adapta las diferentes condiciones de contorno y parámetros para dar paso e iniciar con las diferentes simulaciones por medio de un software (Abaqus). Los diferentes casos de simulación se los realiza con el modelo de elementos finitos definido pero variando los diferentes pares de contacto, es decir, modificando los diferentes materiales y características mecánicas de los componentes de la junta mencionada que es objeto de este estudio.

Realizadas las diferentes simulaciones de elementos finitos, se procede a la obtención de los resultados que genera el software, en donde los principales datos a estudiar son: las presiones de contacto (CPRESS), y las áreas de contacto (CAREA). Obtenidos los resultados se aplica modelos y cálculos matemáticos para la obtención del desgaste, en donde se calcula la profundidad de desgaste lineal que se genera en las superficies de contacto de los componentes de la prótesis a lo largo de un determinado número de ciclos de marcha normal de un ser humano luego de realizada una artroplastia total de cadera, además es posible obtener un desgaste volumétrico y másico promedio.

Con los resultados obtenidos de los diferentes casos de estudio, es decir, con los resultados de desgaste de los diferentes pares de contacto se realiza una comparación y análisis de los mismos.



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./D^a. Cristian Geovanny Chico Godoy,

con nº de DNI Y4744281-Q / 1003557756 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)
Máster _____, (Título del Trabajo)

Análisis por elementos finitos de la influencia de los pares de contacto en
prótesis de cadera.

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

Zaragoza, 21 de septiembre del 2017

Fdo: _____



Índice

1.	Introducción	1
1.1	Estado del arte	1
1.2	Metodología	2
2.	Biomecánica de la cadera	4
2.1	Cinesiología del ciclo de marcha normal humana	4
2.2	Patologías de cadera	6
2.3	Artroplastia de cadera	7
2.3.1	Tipo de artroplastia	8
2.3.2	Complicaciones de la artroplastia de cadera	11
3.	Materiales y métodos	13
3.1	Casos de estudio	13
3.2	Método de cálculo de desgaste	18
4.	Resultados y análisis	22
4.1	Resultados de modelos de elementos finitos	22
4.2	Comparación de resultados	42
5.	Conclusiones	44
6.	Trabajos futuros	45
	Bibliografía	46



Índice de ecuaciones:

<i>Ecuación 1 - Cálculo de profundidad de desgaste lineal basado en Archard-Lancaster [4] [3].</i>	<i>19</i>
<i>Ecuación 2 - Cálculo de la profundidad de desgaste lineal en un tipo discreto de la forma paramétrica para la evaluación de variables de diseño mecánico [4] [3].</i>	<i>19</i>
<i>Ecuación 3 - Cálculo del vector de la posición final luego de realizarse una determinada rotación [4].</i>	<i>20</i>
<i>Ecuación 4 - Matriz de rotación [4] [3].</i>	<i>21</i>
<i>Ecuación 5 - Cálculo de la distancia de deslizamiento sobre la superficie de contacto [4].</i>	<i>21</i>
<i>Ecuación 6 - Cálculo de las presiones de contacto totales en cada instante de tiempo a lo largo del ciclo de marcha normal.</i>	<i>23</i>



Índice de tablas:

Tabla 1 - Propiedades mecánicas de materiales utilizados en el estudio de desgaste de la prótesis de cadera [6] [4].....	15
Tabla 2 - Tipo de elemento en el mallado de los componentes de la prótesis de cadera [6].....	15
Tabla 3 - Pares de contacto [9] [6].....	18
Tabla 4 – Distancias parciales que recorre un nodo perteneciente a la superficie de contacto del inserto en cada intervalo de tiempo de un ciclo de marcha normal.	26
Tabla 5 – Profundidad de desgaste lineal total luego de un ciclo de marcha normal y profundidades de desgastes lineales parciales a lo largo de un ciclo de marcha normal, Par de contacto Metal-UHMWPE.27	
Tabla 6 - Profundidad de desgaste lineal del nodo del inserto con las máximas CPRESS luego de un determinado número de ciclos, Par de contacto Metal-UHMWPE.....	28
Tabla 7 – Desgaste másico y volumétrico aproximado del inserto, Par de contacto Metal-UHMWPE.....	28
Tabla 8 – Distancias parciales que recorre un nodo perteneciente a la superficie de contacto de la cabeza femoral en cada intervalo de tiempo de un ciclo de marcha normal.....	29
Tabla 9 - Profundidad de desgaste lineal del nodo de la cabeza femoral con las máximas CPRESS luego de un determinado número de ciclos, Par de contacto Metal-UHMWPE.	30
Tabla 10 - Desgaste másico y volumétrico aproximado de la cabeza femoral, Par de contacto Metal-UHMWPE.	30
Tabla 11 - Profundidad de desgaste lineal total luego de un ciclo de marcha normal y profundidades de desgastes lineales parciales a lo largo de un ciclo de marcha normal, Par de contacto Cerámica-Cerámica.....	32
Tabla 12 - Profundidad de desgaste lineal del nodo del inserto con las máximas CPRESS luego de un determinado número de ciclos, Par de contacto Cerámica-Cerámica.	33
Tabla 13 - Desgaste másico y volumétrico aproximado del inserto, Par de contacto Cerámica-Cerámica.	33
Tabla 14 - Profundidad de desgaste lineal del nodo de la cabeza femoral con las máximas CPRESS luego de un determinado número de ciclos, Par de contacto Cerámica-Cerámica.....	34
Tabla 15 - Desgaste másico y volumétrico aproximado de la cabeza femoral, Par de contacto Cerámica-Cerámica.	34
Tabla 16 - Profundidad de desgaste lineal total luego de un ciclo de marcha normal y profundidades de desgastes lineales parciales a lo largo de un ciclo de marcha normal, Par de contacto Cerámica-Metal. 36	
Tabla 17 - Profundidad de desgaste lineal del nodo del inserto con las máximas CPRESS luego de un determinado número de ciclos, Par de contacto Cerámica-Metal.....	37
Tabla 18 - Desgaste másico y volumétrico aproximado del inserto, Cerámica-Metal.	37
Tabla 19 - Profundidad de desgaste lineal del nodo de la cabeza femoral con las máximas CPRESS luego de un determinado número de ciclos, Par de contacto Cerámica-Metal.	38
Tabla 20 - Desgaste másico y volumétrico aproximado de la cabeza femoral, Par de contacto Cerámica-Metal.	38
Tabla 21 - Profundidad de desgaste lineal total luego de un ciclo de marcha normal y profundidades de desgastes lineales parciales a lo largo de un ciclo de marcha normal, Par de contacto Cerámica-PEEK...40	
Tabla 22 - Profundidad de desgaste lineal del nodo del inserto con las máximas CPRESS luego de un determinado número de ciclos, Par de contacto Cerámica-PEEK.	41
Tabla 23 - Desgaste másico y volumétrico aproximado del inserto, Par de contacto Cerámica-PEEK.....	41
Tabla 24 - Profundidad de desgaste lineal del nodo de la cabeza femoral con las máximas CPRESS luego de un determinado número de ciclos, Par de contacto Cerámica-PEEK.....	42
Tabla 25 - Desgaste másico y volumétrico aproximado de la cabeza femoral, Par de contacto Cerámica-PEEK.....	42
Tabla 26 - Comparación de profundidades de desgastes lineales de los diferentes pares de contacto.	43
Tabla 27 - Comparación desgastes volumétricos y másicos de los diferentes pares de contacto.	43



Índice de ilustraciones:

<i>Ilustración 1 - Modelo de prótesis de cadera CVM</i>	2
<i>Ilustración 2 - Modelo adaptado para el estudio de prótesis de cadera CVM</i>	2
<i>Ilustración 3 - Resultados de presiones de contacto de un estudio de desgaste</i>	3
<i>Ilustración 4 - Fases de la marcha humana normal</i>	5
<i>Ilustración 5 - Partes de una articulación de cadera</i>	6
<i>Ilustración 6 - Artrosis de cadera</i>	7
<i>Ilustración 7 - Artroplastia parcial de cadera – Recubrimiento</i>	9
<i>Ilustración 8 - Componentes protésicos de la articulación de cadera</i>	9
<i>Ilustración 9 - Componente acetabular</i>	10
<i>Ilustración 10 - Componente femoral</i>	11
<i>Ilustración 11 - Modelo de elementos finitos de la componente acetabular</i>	13
<i>Ilustración 12 - Modelo de elementos finitos de la componente femoral</i>	14
<i>Ilustración 13 - Modelo de elementos finitos de la articulación de prótesis de cadera completa</i>	14
<i>Ilustración 14 - (a) Tipo de elemento: hexaédricos C3D8, (b) Tipo de elemento: tetraédricos cuadráticos C3D10, (c) Tipo de elemento: tetraédricos C3D4</i>	15
<i>Ilustración 15 - (a) Movimiento de flexión-extensión, (b) Movimiento de abducción-aducción</i>	17
<i>Ilustración 16 - Dirección de la fuerza resultante aplicada al acetábulo [4]</i>	19
<i>Ilustración 17 - Variación de la profundidad de desgaste lineal parcial en un elemento de malla del modelo de elementos finitos [10]</i>	21
<i>Ilustración 18 - (a) Superficie exterior de la cabeza femoral, (b) Superficie interior del inserto</i>	23
<i>Ilustración 19 - Variación de presiones de contacto en el inserto a lo largo del tiempo en un ciclo de marcha normal, Par de contacto Metal-UHMWPE</i>	25



Índice de gráficas:

Gráfica 1 - Cargas en un ciclo de marcha normal.....	16
Gráfica 2 - Giros en un ciclo de marcha normal [6].	17
Gráfica 3 - Áreas de contacto a lo largo de un ciclo de marcha normal, Par de contacto Metal-UHMWPE.	24
Gráfica 4 - Presiones de contacto totales a lo largo de un ciclo de marcha normal, Par de contacto Metal- UHMWPE.	24
Gráfica 5 - Presiones de contacto máximas a lo largo de un ciclo de marcha normal, Par de contacto Metal-UHMWPE.....	25
Gráfica 6 - Variación del desgaste volumétrico del inserto luego de un determinado número de ciclos de marcha normal, Par de contacto Metal-UHMWPE.....	28
Gráfica 7 - Áreas de contacto a lo largo de un ciclo de marcha normal, Par de contacto Cerámica- Cerámica.....	31
Gráfica 8 - Presiones de contacto a lo largo de un ciclo de marcha normal, Par de contacto Cerámica- Cerámica.....	31
Gráfica 9 - Variación del desgaste volumétrico del inserto luego de un determinado número de ciclos de marcha normal, Par de contacto Cerámica-Cerámica.....	33
Gráfica 10 - Áreas de contacto a lo largo de un ciclo de marcha normal, Par de contacto Cerámica-Metal.	35
Gráfica 11 - Presiones de contacto a lo largo de un ciclo de marcha normal, Par de contacto Cerámica- Metal.....	35
Gráfica 12 - Variación del desgaste volumétrico del inserto luego de un determinado número de ciclos de marcha normal, Par de contacto Cerámica-Metal.....	37
Gráfica 13 - Áreas de contacto a lo largo de un ciclo de marcha normal, Par de contacto Cerámica-PEEK.	39
Gráfica 14 - Presiones de contacto a lo largo de un ciclo de marcha normal, Par de contacto Cerámica- PEEK.....	39
Gráfica 15 - Variación del desgaste volumétrico del inserto luego de un determinado número de ciclos de marcha normal, Par de contacto Cerámica-PEEK.....	41



1. Introducción

Las prótesis de cadera en la actualidad ha sido una de las prótesis más estudiadas por medio de softwares y nuevas herramientas informáticas debido a su alta utilización alrededor del mundo en los seres humanos, sin embargo siempre se han ido presentando diversos problemas dentro de su funcionalidad, uno de los más importantes es el desgaste de dos de sus componentes principales, por lo que el estudio de nuevos materiales compatibles con los seres humanos y que posean un mejor desempeño en relación al funcionamiento de la prótesis continua.

En este trabajo se pretende determinar el desgaste que existe en una prótesis de cadera por medio de un software de elementos finitos y modelos matemáticos para un análisis y estudio de diferentes pares de contacto.

1.1 Estado del arte

El estudio del desgaste de las dos componentes fundamentales de una prótesis de cadera se ha venido estudiando e investigando debido a los problemas que presentan luego de una artroplastia de cadera. La articulación esférica (copa acetabular-cabeza femoral) y su desgaste ha sido objeto de estudio de diversos pares de contacto y diferentes materiales como es la cerámica, metal, UHMWPE (Ultra high molecular weight polyethylene), PEEK, etc.

La articulación de cadera ha sido analizada y estudiada de forma experimental, clínica y numérica, en la actualidad su estudio está enfocado a simulaciones computacionales, el método de elementos finitos ha sido el método de estudio más utilizado en los últimos años y que ha brindado la posibilidad de conocer datos que de forma experimental resultan ser muy complicados y costosos. Un estudio de estos permite hacer un estudio dinámico que permite colocar parámetros como desplazamientos y fuerzas reales que se aplican a la articulación y su variación en el transcurso del tiempo [1].

La principal variable que se analiza en los modelos de elementos finitos son las presiones de contacto o CPRESS que existen en las superficies de contacto de los componentes de la articulación de cadera en donde se genera el desgaste, con el objetivo de encontrar y determinar un par de contacto óptimo que no produzca complicaciones en el ser humano como la osteólisis una complicación en el tejido óseo, aumento de iones metálicos en orina y sangre, corrosiones, tasas altas de revisión de pacientes, aflojamiento, entre otras complicaciones que aparecen luego de un determinado número de ciclos o años de uso debido a las partículas de desgaste que se generan [2]. A lo largo del tiempo se han ido creando modelos matemáticos y se han ido realizando diversos estudios acerca del desgaste que ocurre en una prótesis de cadera [3] [4] [5]. Estos estudios y cálculos han ayudado a mejorar la calidad de vida de la personas mejorando la calidad de materiales que se utilizan en las prótesis, aunque aún es un tema que sigue siendo objeto de estudio debido a sus resultados variables ya que dependen del tipo de pruebas experimentales o métodos de cálculo que se empleen.

1.2 Metodología

- **Revisión de un modelo de elementos finitos de una prótesis de cadera:** debido a la realización de diferentes estudios realizados anteriormente dentro de la universidad se facilitaron diferentes modelos de elementos finitos de prótesis de cadera por lo que para la continuación de su estudio se optó por la utilización de uno de estos.

El presente trabajo posee dos partes fundamentales que se detallan a continuación:

Fase 1: Verificación y adaptación de un modelo de elementos finitos de una prótesis de cadera.



Ilustración 1 - Modelo de prótesis de cadera CVM

- **Verificación del modelo de elementos finitos:** de los modelos de elementos finitos existentes se verifica y selecciona un modelo que brinde las facilidades de adaptación y modificación para el estudio del problema planteado.
- **Adaptación de condiciones de contorno y cargas al modelo de elementos finitos:** utilización de un programa computacional (Abaqus) y el modelo de elementos finitos seleccionado para la adaptación de cargas, condiciones de contorno y otros parámetros a los que va a ser sometida la prótesis de cadera en un ciclo de marcha normal, para que posteriormente sea factible realizar el estudio de desgaste, objetivo principal de este trabajo.



Ilustración 2 - Modelo adaptado para el estudio de prótesis de cadera CVM.

Fase 2: Análisis y estudio de los diferentes casos y modelos de cálculo.

- **Simulación de diferentes pares de contacto:** realización de diferentes combinaciones de pares de contacto (variación de diferentes tipos de materiales de los componentes de la prótesis: cabeza femoral y el inserto) que existen en los diferentes tipos de prótesis de cadera para realizar su respectiva simulación.
- **Obtención de resultados generados por el software:** obtención de los resultados de las diferentes simulaciones generados por el software, los principales resultados a obtener son las áreas de contacto (CAREA) y las presiones de contacto (CPRESS) que se producen entre las superficies de contacto (cabeza femoral y el inserto).

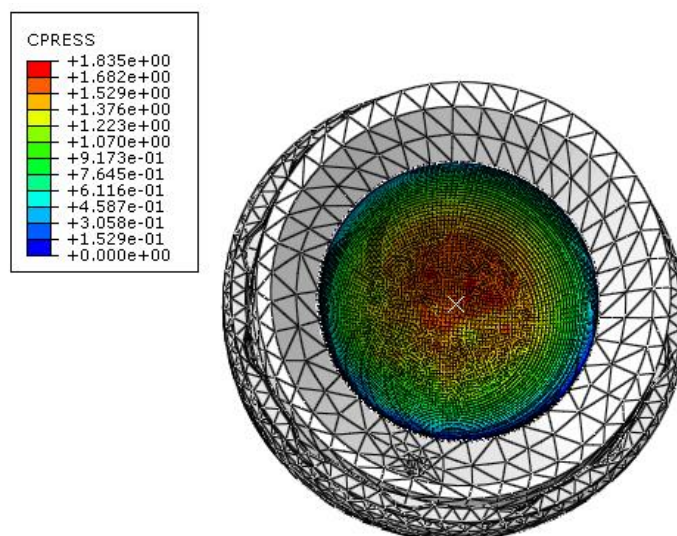


Ilustración 3 - Resultados de presiones de contacto de un estudio de desgaste.

- **Cálculo del desgaste:** verificación de los datos obtenidos luego de las simulaciones y posteriormente el cálculo de desgaste que existe en la junta principal de la prótesis de cadera por medio de la utilización de los resultados obtenidos del software y de modelos matemáticos consultados y adaptados para un estudio de estos.



2. Biomecánica de la cadera

Debido a que los principales problemas en una prótesis de cadera están relacionados o es un resultado de un problema de desgaste mecánico por fricción entre materiales de diferentes o similares características, es de gran importancia tener un conocimiento más a fondo de la locomoción humana normal y así también de la prótesis de cadera y su funcionamiento. Conocer las cargas, contactos, movimientos y sujeciones a las que se somete una prótesis de cadera facilitará la relación de adaptación de un modelo real a un modelo computacional para poder calcular su desgaste.

2.1 Cinesiología del ciclo de marcha normal humana

La marcha normal del ser humano es un modo de locomoción bípeda que alterna el movimiento de las extremidades inferiores, se caracteriza por ser un ciclo de doble apoyo y un apoyo unipodal, es decir, un apoyo en una sola extremidad.

El ciclo de marcha normal comienza cuando uno de los pies toma contacto con el suelo y este termina cuando el mismo pie vuelve a tomar contacto con el suelo. Debido a que no todos los seres humanos poseen similares características se puede definir un patrón de marcha normal que puede variar frente a las diferentes circunstancias como es el tipo de terreno, velocidad de marcha, inclinación del plano de marcha, etc.

El ciclo de marcha de un ser humano se divide en tres partes, pero dos de ellas son las más importantes que se detallan a continuación:

- **Fase de apoyo:** la extremidad de referencia se encuentra en contacto con el suelo.
- **Fase de oscilación:** la extremidad de referencia se encuentra suspendida en el aire, es decir, no está en contacto con el suelo.

El tiempo relativo que gasta cada fase del ciclo de marcha normal humana a una velocidad normal es 60% la fase de apoyo y un 40% la fase restante.

Para un mejor estudio de la marcha normal de un ser humano es mejor analizar más a fondo las subdivisiones de sus dos fases principales.

En la fase de apoyo existe 5 subfases principales que inicia con el contacto del talón en donde la extremidad de referencia inicia el contacto con el suelo, apoyo plantar se refiere al contacto de la parte inferior del pie, apoyo medio en donde el trocánter mayor se alinea verticalmente con el centro del pie y por último la elevación de talón que ocurre cuando el talón deja de tener contacto con el suelo y el despegue del pie que inicia en el momento justo cuando la extremidad deja de tener contacto con el suelo.

La fase de oscilación se puede dividir en 3 subfases básicas, la etapa de aceleración que se define por el rápido movimiento del extremo de la extremidad inferior inmediatamente después del instante en el que el pie dejó de tener contacto con el suelo, seguido de la etapa de balanceo medio en donde la extremidad inferior balanceada pasa a la otra pierna moviéndose hacia delante de la misma y la etapa final llamada de desaceleración en donde la extremidad inferior pierde velocidad cuando se acerca al final del intervalo.

Luego de realizar una subdivisión más detallada de la marcha normal de un ser humano se puede determinar 4 periodos principales que son:

1. **Primer periodo de doble apoyo:** este periodo arranca cuando la extremidad inferior y su pie tomado como referencia inicia el contacto con el suelo por medio del talón, lo que hace que el cuerpo pierda aceleración hacia adelante y culmina con el desprendimiento del suelo de la extremidad inferior contralateral [6].
2. **Primer apoyo unipodal o periodo portante:** en el cual el peso total del cuerpo es aplicado a la extremidad inferior tomada como referencia, mientras que la extremidad contralateral se encuentra oscilando [6].
3. **Segundo doble apoyo:** el pie de la extremidad considerada de referencia se apoya sola por medio del antepié en el suelo lo que genera una aceleración del cuerpo hacia adelante, es decir, es el miembro propulsor [6].
4. **Segundo apoyo unipodal o periodo oscilante:** este periodo inicia justo en el instante que el pie del anterior periodo que solo se apoyaba por el antepié en el suelo inicia su oscilación [6].

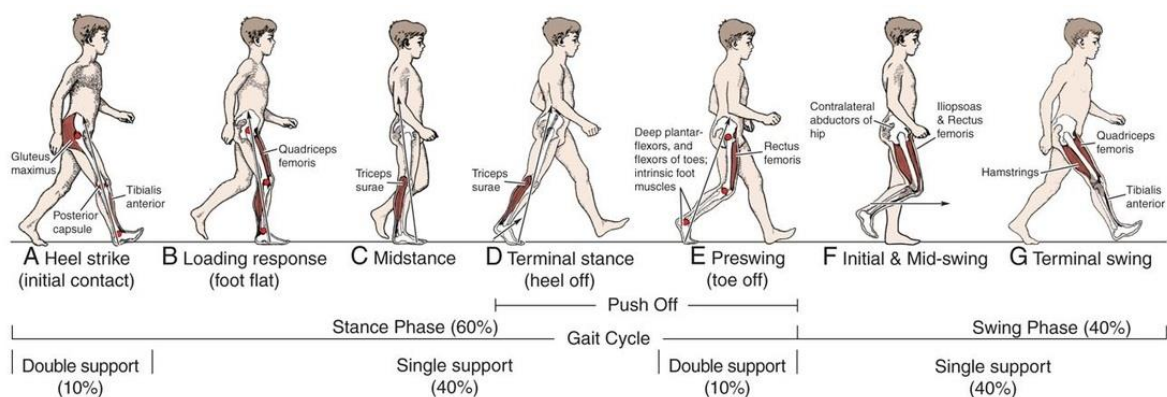


Ilustración 4 - Fases de la marcha humana normal.

2.2 Patologías de cadera

La articulación de cadera cumple una función importante dentro de la marcha normal de un ser humano, pero se ve afectada por diferentes patologías a lo largo de los años como es el pinzamiento femoroacetabular, desgarros de labrum, displasia y anomalías del desarrollo, la osteoartritis, necrosis avascular de la cabeza femoral, afecciones inflamatorias, fracturas, artrosis, entre otras, una de las principales soluciones a estas patologías lleva a una intervención quirúrgica.

La articulación de cadera está constituida fundamentalmente por la cabeza femoral y el acetábulo, partes que se detallan a continuación:

- *Cabeza femoral:* posee una forma esférica es sus dos tercios de superficie, es lisa recubierta de cartílago articular.
- *Acetábulo:* es la cavidad que se encuentra en la pelvis en forma de U que articula con la cabeza femoral para formar la articulación de cadera.

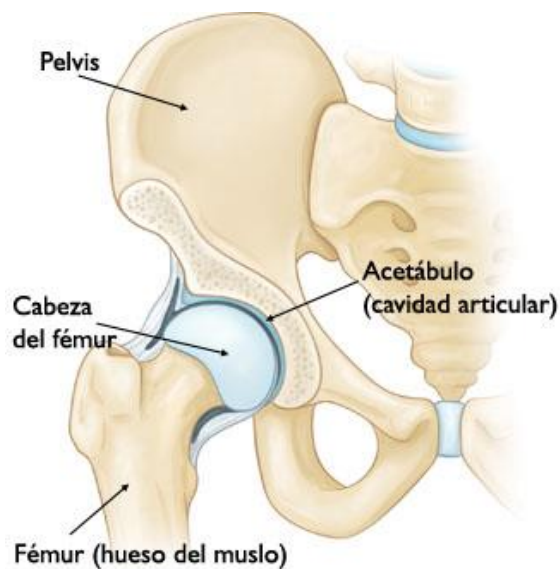


Ilustración 5 - Partes de una articulación de cadera.

Luego de tener una idea más clara de cómo está compuesta la articulación de cadera se presentan las patologías degenerativas de cadera más habituales que conllevan a una artroplastia de cadera:

- **Artrosis de cadera:** la articulación de cadera como anteriormente se definió está formada por la cabeza del fémur y la oquedad en el hueso de la pelvis llamado acetábulo, estas dos partes principales están tapizadas de cartílago articular, cuando existe un deterioro de estos cartílagos y comienza a aparecer un rozamiento directo entre huesos hace que el ser humano presente diferentes síntomas como dolor, desgaste la cabeza femoral y el acetábulo, e inclusive deformaciones.

- **Pinzamiento femoroacetabular:** es una alteración por microtrauma repetido (choque anormal) entre el fémur y el acetábulo, esto conlleva a un desgarro del labrum que es un anillo de fuertes fibras que se encuentra en la periferia del acetábulo, posteriormente genera una lesión del cartílago adyacente al labrum anormal. El diagnóstico y tratamiento temprano de este problema evita que la persona sufra de una artrosis prematura.
- **Fracturas de cadera:** las fracturas se deben al deterioro de los huesos debido al paso de los años, especialmente en personas de tercera edad como consecuencia de la osteoporosis y un traumatismo mínimo o quizá inexistente. En un adulto no se descarta la posibilidad de una fractura de estas características pero por lo general son aisladas, pero pueden ser consecuencia de un traumatismo violento.



Ilustración 6 - Artrosis de cadera.

2.3 Artroplastia de cadera

La principal causa de la degeneración de la cadera está causada principalmente por la artrosis. El tratamiento médico conservador tiene un efecto mínimo en pacientes cuyos síntomas son considerados graves, por lo tanto en la mayoría de ocasiones se recomienda optar por una cirugía, en donde se realiza un remplazo de la articulación afectada por una prótesis, es decir, una artroplastia de cadera.

En el campo de la medicina esta cirugía es considerada efectiva apoyada en estudios observacionales debido a que brinda una ayuda y mejora en la calidad de vida de pacientes que han sufrido de una degeneración articular grave. El problema de esta práctica médica comienza con el elevado grado de variabilidad que existe debido a la discrecionalidad de los cirujanos ortopédicos para indicar que la intervención quirúrgica a pacientes con artrosis de cadera se recomiendan a pacientes que se sitúan en un elevado grado de gravedad, pero esta práctica se aplica por igual a pacientes con un escaso dolor y mínima limitación funcional o a pacientes con dolor muy importante e imposibilidad de caminar.



Según el Atlas de Variaciones en la Práctica Médica en Sistema Nacional de Salud en el 2012 se realizaron 24868 cirugías de este tipo en personas mayores a 35 años. El 83% de estas intervenciones fueron una artroplastia de cadera primaria, mientras que el 17% fueron revisiones de artroplastias de cadera primarias. Esto quiere decir que 1 de cada 1139 habitantes mayores de 35 años han sufrido una intervención quirúrgica de estas características, 1 de 1362 habitantes una artroplastia de cadera primaria y 1 de cada 6666 habitantes una revisión de una artroplastia primaria [7].

Debido a que existe un gran número de revisiones luego de realizarse una artroplastia de cadera se debe tomar en cuenta los siguientes aspectos:

- Un estudio radiológico no apunta directamente a que el paciente debe realizarse una artroplastia de cadera sino también debe basarse en diferentes criterios clínicos.
- Antes de optar por una artroplastia de cadera el paciente debe haber preferido anteriormente un tratamiento conservador.
- El paciente debe estar completamente informado sobre los resultados y complicaciones que conllevan una cirugía de estas características.

2.3.1 Tipo de artroplastia

- **Artroplastia parcial de cadera**

La artroplastia parcial de cadera consiste en el remplazo de una parte específica de la articulación, en este caso el remplazo de la cabeza femoral. Esta técnica se utiliza principalmente en fracturas de cuello femoral y en pacientes con una baja demanda de actividades motrices.

- **Ventajas:** tiene una mejor estabilidad que un remplazo total de la articulación, además de que posee un mayor nivel de movimiento y una menor tasa de luxaciones.
- **Desventajas:** en pacientes que no poseen una edad avanzada y además con una vida normal activa esta práctica conlleva a un desgaste progresivo del acetábulo, que con el paso del tiempo tiene como consecuencia una sustitución por una prótesis total de cadera.

En la actualidad existen otras técnicas de artroplastias parciales de cadera como prótesis de superficie, en donde se recubre la cabeza femoral con un material protésico manteniendo el cuello y cabeza femoral del paciente. El componente acetabular es un monobloque con un par de contacto Metal-Metal. Esta técnica está enfocada para pacientes jóvenes que quieren continuar haciendo actividad física constante, pero de la misma forma conlleva a complicaciones a través del tiempo como deformidades en la cabeza femoral, quistes en la cabeza femoral y acetábulos pequeños o deficientes.



Ilustración 7 - Artroplastia parcial de cadera – Recubrimiento.

- **Artroplastia total de cadera (prótesis)**

La artroplastia total de cadera es un remplazo completo de toda la articulación, en este tipo de práctica médica se emplean componentes protésicos que se fijan directamente a los huesos. Existen dos tipos de adherido uno que es directamente al hueso, es decir, no cementados y otros por medio de cemento óseo (polimetilmetacrilato) muy poco usado en la actualidad.

Como se mencionó anteriormente la prótesis de articulación de cadera está compuesta por dos componentes principales la componente acetabular y la componente femoral que se muestran a continuación en la siguiente ilustración:

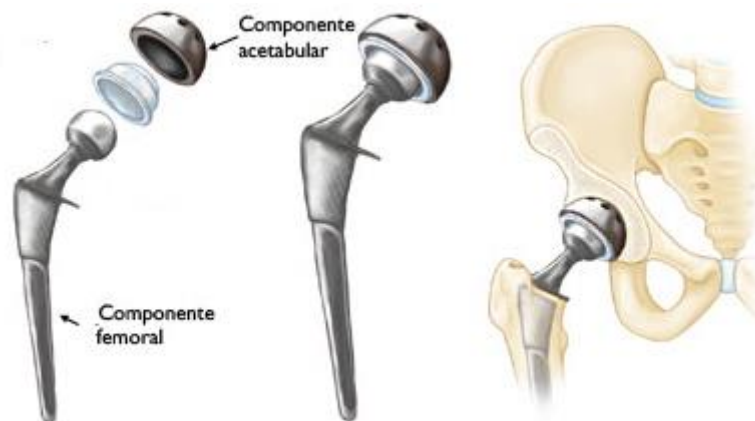


Ilustración 8 - Componentes protésicos de la articulación de cadera.

1. *Componente acetabular:*

La componente acetabular es la parte de la prótesis que va adherida a la pelvis, está se divide en dos partes fundamentales: inserto y cúpula, que se muestran a continuación en la siguiente ilustración:



Ilustración 9 - Componente acetabular.

En la actualidad existen dos tipos de fijación de la componente acetabular dentro del cuerpo humano las cementadas y las no cementadas. La tendencia en el sur de Europa y en los EE.UU. es dejar de lado las fijaciones de la componente acetabular cementadas debido a que está es una técnica de precisión que conlleva un fresado del hueso hasta una exposición del hueso esponjoso, además necesita varias perforaciones y también de una presurización del cemento. Este tipo de fijación está enfocado a personas con una demanda funcional baja y su fallo se debe a la escasa capacidad de atenuación de los rayos X en la unión de cemento-hueso [7].

La fijación de la componente acetabular no cementadas en la actualidad son las más usadas en la actualidad, estas componentes acetabulares no requieren un cementado y están diseñadas para que se genere una osteointegración. Estas componentes poseen una forma hemisférica con unos recubrimientos porosos y tienden a ser fijados a presión como se puede observar en la ilustración 9. Los problemas que presentan las componentes acetabulares no cementadas es que existe un mayor desgaste de los componentes que como consecuencia genera una destrucción del tejido óseo o osteólisis.

2. Componente femoral:

La componente femoral es la parte de la prótesis que va sujeta o adherida al fémur, está se divide en dos partes fundamentales: un vástago y una cabeza (cabeza femoral) como se muestran en la ilustración 10. De la misma forma que las componentes acetabulares también en la componente femoral existen dos tipos de fijaciones que son las cementadas y no cementadas. La fijación cementada del vástago debe contener una capa de cemento de al menos 2 [mm] para que no exista un contacto directo del vástago con el hueso, pero en la actualidad se ha recurrido a vástagos con superficies pulidas y de geometría cónica, ya que a medida de que el vástago comienza un hundimiento en el fémur incrementa también su resistencia. Esta técnica está enfocada en personas con una mala calidad ósea o para personas que han sufrido una fractura de cadera, su principal problema es que puede aumentar la incidencia de una obstrucción de vasos arteriales o embolia grasa.



Los vástagos cementados es la tendencia en la actualidad estos componentes pueden ser fijados de dos formas diferentes, ya sea por presión o por medio de una superficie porosa que permiten el crecimiento del hueso para una integración del componente.

La cabeza femoral puede ser de tamaño pequeño que están alrededor de 22 a 25 [mm] de diámetro, estas sufren menos estrés en torsión pero genera un aumento de desgaste en el centro de la cabeza, además de generar menor estabilidad. Existen también de tamaño grande con diámetros a partir de 32 [mm], estas poseen un mayor rango de movilidad pero contienen un mayor desgaste volumétrico.



Ilustración 10 - Componente femoral.

2.3.2 Complicaciones de la artroplastia de cadera

Las principales complicaciones que existen en una artroplastia de cadera es el aflojamiento, esto ocurre y es más frecuente en el vástago femoral cementado pero también ocurre en todos los tipos de fijaciones mencionados anteriormente. El problema se debe a las partículas de desgaste que se generan debido a los pares de fricción que se posicionan en la unión implante-hueso provocando una destrucción del tejido óseo.

Estos problemas pueden presentarse de forma prematura antes de los 5 años tras la cirugía o de forma tardía luego de los 5 años, esto ocurre principalmente en personas con una actividad física constante, personas con artritis, personas con problemas de obesidad o por problemas de una mala práctica médica. Para detectar estos problemas y realizar un diagnóstico basta con una radiografía simple.

Las complicaciones que ocurren y son casos de estudio de ingeniería en la actualidad son orientadas a los fallos de los implantes que ocurren en:



- **Vástago:** hoy en día esto es excepcional y ocurre en personas con problemas de obesidad, pacientes activos, vástagos de acero inoxidable o resultado de un mal apoyo en tercio proximal.
- **Desgaste acetabular:** es el modo de fallo más frecuente en el componente acetabular, las partículas generadas debido al desgaste migran y provocan un aflojamiento aséptico de los componentes.

3. Materiales y métodos

Para la realización de este trabajo se ha adaptado un modelo de elementos finitos de una prótesis de cadera utilizado en un trabajo anterior [7]. El proceso de adaptación del modelo al problema propuesto ha iniciado con la supresión de algunos componentes que no son de importancia para el estudio de desgaste que se va a realizar. Posteriormente se adapta y se coloca las condiciones de contorno y sujeciones siguiendo la norma ISO 14242-1 [8], en donde se detalla principalmente las cargas y desplazamientos a las que debe estar sometido una prótesis de cadera para este tipo de estudio. Las cargas y desplazamientos que se tomaron en cuenta reflejan un ciclo de marcha normal de un ser humano [6].

En este apartado se presenta detalladamente el modelo de elementos finitos, los diferentes tipos de pares de contacto a simular y como se realizó y se determinó el desgaste en la junta principal que se compone de la cabeza femoral parte de la componente femoral y el inserto parte del componente acetabular.

3.1 Casos de estudio

Para iniciar con el estudio de desgaste que existe en la junta principal que se compone de la cabeza femoral y el inserto, es necesario detallar como está estructurado el modelo de elementos finitos, el tipo de cargas y desplazamientos que se aplica al modelo y los diferentes casos de simulación que se van a llevar a cabo.

El modelo de elementos finitos como se había mencionado se tomó de un trabajo anterior realizado en la universidad en donde las geometrías parten de modelos de prótesis de cadera comerciales [6]. En el modelo de elementos finitos se trató de considerar todas las partes importantes para que la simulación genere una mayor veracidad en los resultados finales de desgaste, el modelo de elementos finitos está conformado por las dos principales componentes como es la componente acetabular y la componente femoral, a continuación en la siguiente ilustración se muestra la componente acetabular modelado en elementos finitos y conformada por la cúpula y el inserto:

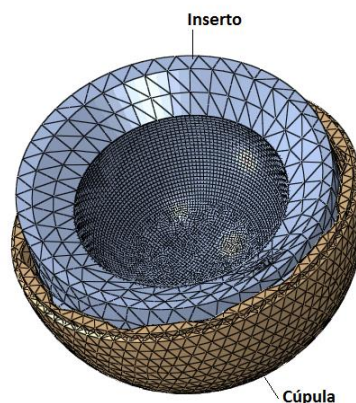


Ilustración 11 - Modelo de elementos finitos de la componente acetabular.



Mientras que la componente femoral está conformada por el vástago y la cabeza femoral, para las simulaciones se seleccionó un modelo de elementos finitos de vástago “CVM15 Cementado” uno de los más utilizados dentro de las artroplastias totales de cadera. La cabeza femoral de este modelo posee un diámetro de 28 [mm] [6]. En la siguiente ilustración se muestra el modelo de elementos finitos de la componente femoral:

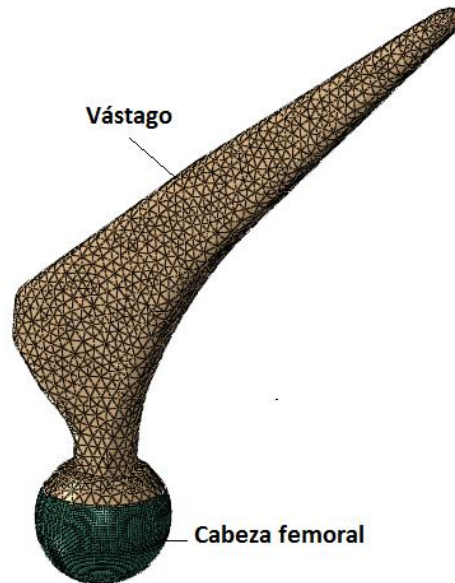


Ilustración 12 - Modelo de elementos finitos de la componente femoral.

La componente acetabular y la componente femoral se acoplan para formar la prótesis de articulación de cadera por medio de contactos que se definen más adelante, en la siguiente ilustración se muestra el modelo de elementos finitos de la prótesis ensamblada:

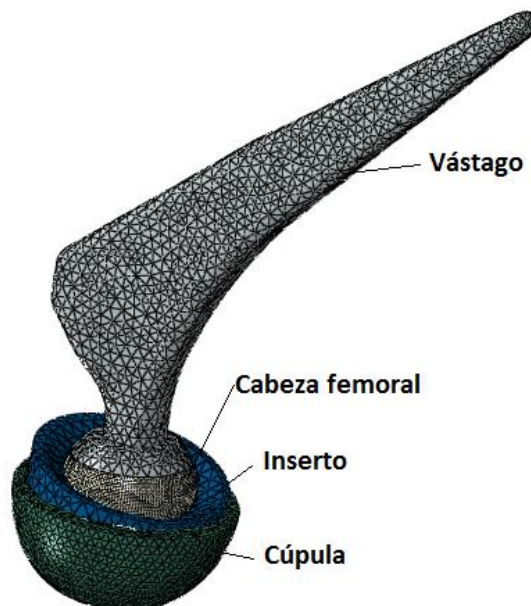


Ilustración 13 - Modelo de elementos finitos de la articulación de prótesis de cadera completa.

La cúpula y el vástago por lo general son de un material metálico, en todos los casos de estudio los materiales de estas partes no varían, estas partes se fijan al orificio acetabular y al fémur respectivamente, por lo que estas partes se encuentran fijadas dentro del modelo de elementos finitos, ya que como se había mencionado en la realidad estas partes se encuentran sujetas por medio de cemento o por medio de una osteointegración.

Los materiales utilizados para las diferentes simulaciones y casos de estudio son: metal una aleación de CoCr, el UHMWPE (Ultra High Molecular Weight Polyethylene), PEEK (Polieteretercetona) y un material cerámico, en la siguiente tabla se detallan las diferentes características mecánicas de los materiales antes mencionados y extraídos de los trabajos antes realizados y de fuentes bibliográficas:

Material	Módulo de Young [MPa]	Coficiente Poisson
Metal	248 000	0.33
Cerámica	260 000	0.25
UHMWPE	1 400	0.46
PEEK	12 500	0.41

Tabla 1 - Propiedades mecánicas de materiales utilizados en el estudio de desgaste de la prótesis de cadera [6] [4].

El modelado de elementos finitos se ha mallado con diferentes tipos de elementos que se detallan a continuación en la siguiente tabla:

Parte	Tipo de elemento
Cúpula	Tetraédricos (C3D4)
Inserto	Tetraédricos cuadráticos (C3D10)
Inserto capa interna	Hexaédricos (C3D8)
Cabeza femoral	Hexaédricos (C3D8)
Vástago	Tetraédricos cuadráticos (C3D10)

Tabla 2 - Tipo de elemento en el mallado de los componentes de la prótesis de cadera [6].

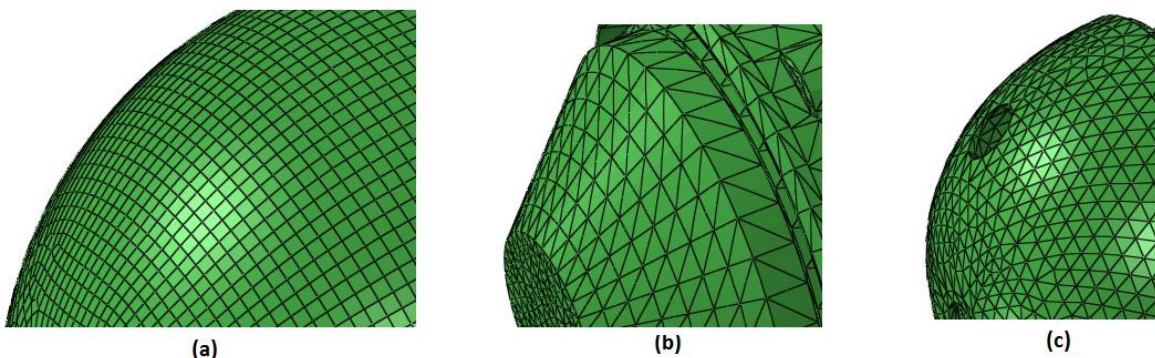


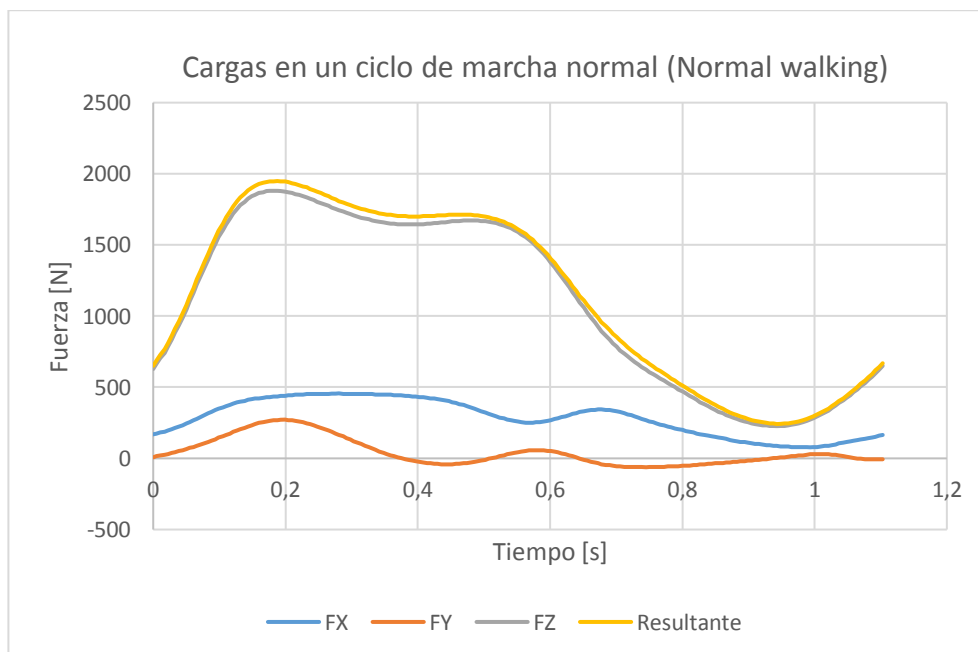
Ilustración 14 - (a) Tipo de elemento: hexaédricos C3D8, (b) Tipo de elemento: tetraédricos cuadráticos C3D10, (c) Tipo de elemento: tetraédricos C3D4.



Los contactos (Constraints) con los que se ensambla la prótesis de cadera y sus componentes son de tipo "TIE", un tipo de contacto que permite que dos superficies puedan estar unidas pero en donde se cumple que los nodos de la primera superficie posean los mismos grados de libertad que la segunda superficie, estas superficies son llamadas esclavo (slave) y maestro (master) respectivamente. Los contactos antes mencionados se realizan en todas las uniones de los componentes de la prótesis que no son de un tipo de contacto en movimiento y no forman parte de este estudio de desgaste y son los siguientes: Cabeza femoral - Vástago, Cúpula - Inserto y Vástago - Fémur. El contacto que viene a ser parte del estudio de desgaste es el contacto que existe entre la cabeza femoral y el inserto y posee otro tipo de definición de contacto dentro del software (Interaction) que se define por medio de un coeficiente de fricción que varía dependiendo de los materiales que conforman el par de contacto.

Según lo consultado en la fuente "Hip contact forces and gait patterns from routine activities" [1], se realizó un estudio en donde por medio de un sistema de instrumentación adaptado a una cabeza femoral de una prótesis de cadera se pudo conocer diferentes datos en concreto como son: la magnitud y variación de las cargas a las que se somete la prótesis y la dirección de las mismas mientras una persona realiza sus actividades diarias y cotidianas. Todos los datos obtenidos de este estudio son necesarios para poder adaptarlo al modelo de elementos finitos debido su alta precisión.

Bergmann realizó el estudio de diferentes actividades cotidianas de una persona cuyo peso estaba alrededor de 836 [N] [1], este trabajo se centra en un ciclo de marcha normal del ser humano o "normal walking", a continuación en la siguiente gráfica se detalla cómo se produce la variación de la carga a través del tiempo a lo largo del ciclo de marcha normal de un ser humano:



Gráfica 1 - Cargas en un ciclo de marcha normal.

Como se observa en la gráfica 1 el tiempo que tarda un ciclo de marcha normal de un ser humano es de 1.1 [segundos] [1].

Las cargas van asociadas a una serie de desplazamientos o movimientos que se realizan y combinan a lo largo de un ciclo de marcha normal definidos como flexión-extensión y abducción-aducción, en la siguiente ilustración se muestra dichos movimientos:

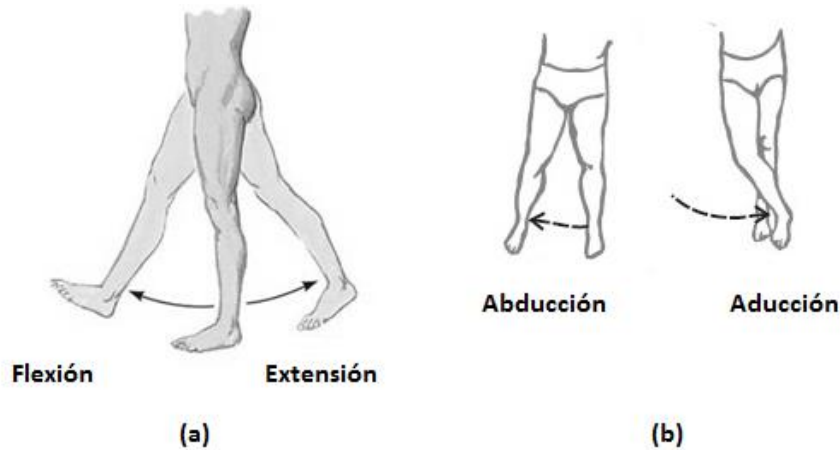
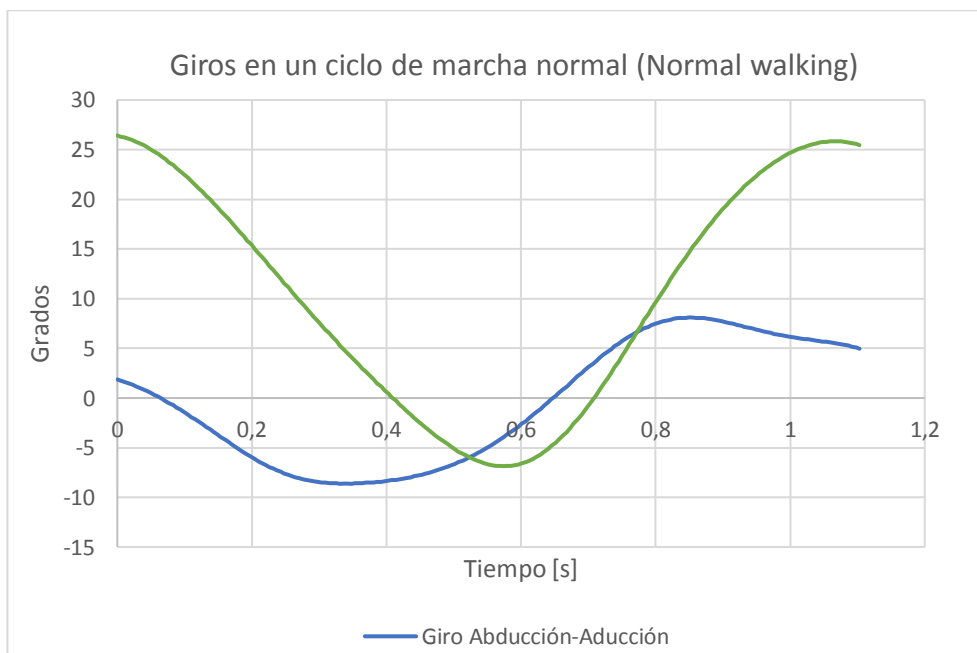


Ilustración 15 - (a) Movimiento de flexión-extensión, (b) Movimiento de abducción-aducción.

Los desplazamientos se definen por una serie de grados de giro que van variando a lo largo del tiempo, es decir, varían en 1.1 [s] para que así la prótesis cumpla con los movimientos que se producen en un ciclo de marcha normal, a continuación en la siguiente gráfica se muestra los grados de giro y como varía su magnitud a lo largo del tiempo en un ciclo de marcha normal de un ser humano:



Gráfica 2 - Giros en un ciclo de marcha normal [6].



Definidas las cargas y desplazamientos (giros) que se debe tomar en cuenta se determinan también otros parámetros o condiciones de contorno como son las sujeciones, estas son del tipo encastre y van desde un punto de referencia (Reference point) enlazado a la geometría de la cúpula que está definida como un cuerpo rígido (Rigid Body), además el vástago también se define como un cuerpo rígido debido a que su estudio no es parte de este trabajo.

Para la simulación de cómo se produce el movimiento del vástago dentro de un ser humano realizando un ciclo de marcha normal se definen condiciones de giro en el software, en este caso se determinan: UR1, UR2 relacionándolas con los movimientos de flexión-extensión y abducción-aducción respectivamente y que fueron mostrados en la gráfica 2, en este caso el valor de UR3 es nulo. Estos giros tienen como base un punto de referencia situado en el centro de la cabeza femoral que se enlaza al vástago para así realizar los diferentes movimientos.

Definidas las cargas, desplazamientos y condiciones de contorno adicionales del modelo de elementos finitos se definen los diferentes pares de contacto que se van a someter a una simulación y a un posterior estudio de desgaste, el último par de contacto es tomado de un trabajo realizado dentro de la universidad, los siguientes son pares de contacto que se pueden encontrar en las diferentes prótesis de cadera utilizadas en la actualidad y son tema de estudio para un trabajo como este, en la siguiente tabla se definen los diferentes pares de contacto que van a ser simulados y estudiados a lo largo de este trabajo:

Par de contacto	Material de la cabeza femoral	Material del inserto	Coefficiente de fricción - μ
A	Metal	UHMWPE	0.08
B	Cerámica	Cerámica	0.02 - 0.07
C	Cerámica	Metal	0.02 - 0.07
D	Cerámica	PEEK	0.08

Tabla 3 - Pares de contacto [9] [6].

3.2 Método de cálculo de desgaste

El método de cálculo de desgaste inicia principalmente con el posicionamiento de la prótesis y la dirección de aplicación de las cargas correspondientes que se definieron según la norma ISO 14242-1. La suma del ángulo de inclinación de la copa y el vector de la fuerza resultante en promedio es de 60° con respecto a un plano base de la copa, en consecuencia, la inclinación del eje polar de la copa acetabular a la línea de carga corresponde a 30° [4]:

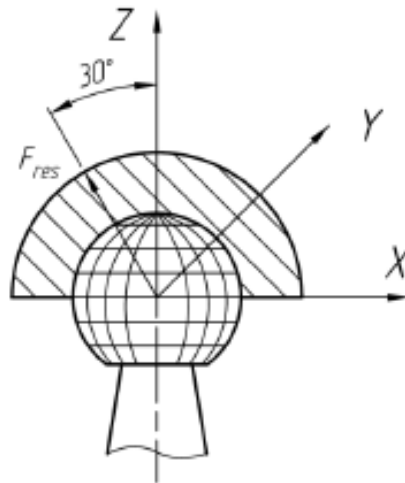


Ilustración 16 - Dirección de la fuerza resultante aplicada al acetábulo [4].

La carga aplicada tiene como origen el punto de referencia mencionado anteriormente que se encuentra justo en el centro de la cabeza femoral y esta actúa en dirección del acetábulo. La simulación de desgaste se basa en la ecuación de Archard-Lancaster, la interacción para superficies isotrópicas ideales cargadas uniformemente con una presión de contacto nominal en el régimen elástico lineal [4], por lo que se adopta la siguiente relación:

$$H = k * p * S$$

Ecuación 1 - Cálculo de profundidad de desgaste lineal basado en Archard-Lancaster [4] [3].

Donde:

H : Profundidad lineal de desgaste.

k : Factor o constante empírica de desgaste dependiente del material y la superficie de la misma.

p : Presión de contacto.

S : Distancia de deslizamiento.

La ecuación antes propuesta es un tipo discreto de la forma paramétrica para la evaluación de variables de diseño mecánico [4], esto se describe como se presenta en la siguiente ecuación:

$$\Delta H(\theta, \varphi) = \sum_{i=1}^n k * \sigma(\theta, \varphi, t_i) * \Delta S(\theta, \varphi, t_i)$$

Ecuación 2 - Cálculo de la profundidad de desgaste lineal en un tipo discreto de la forma paramétrica para la evaluación de variables de diseño mecánico [4] [3].



Donde:

$\Delta H(\theta, \varphi)$: Es la profundidad desgaste lineal acumulativa en la superficie de contacto.

$\sigma(\theta, \varphi, t_i)$: Es presión de contacto normal de superficie contra superficie en el mismo instante de tiempo t del ciclo de marcha.

$\Delta S(\theta, \varphi, t_i)$: Es el incremento de la distancia de deslizamiento entre los puntos de medición adyacentes bajo las mismas condiciones.

El factor de desgaste k se determina a través de pruebas simples de desgaste entre dos superficies de distintos materiales o materiales de iguales características, todo esto también depende del lubricante y de la rugosidad de las superficies. Las constantes de desgaste empíricas se han obtenido de diferentes estudios de desgaste.

La distancia de deslizamiento S se obtiene mediante la posición inicial de un punto ya sea perteneciente a la superficie externa de la cabeza femoral o a la superficie interna del inserto, es decir, un punto que pertenece al contacto, este punto cambia su posición a través del tiempo de acuerdo a como va variando los desplazamientos o giros del ciclo de marcha normal, debido a estos cambios luego de un determinado instante de tiempo el punto varía su posición, por lo tanto se puede determinar la distancia que el punto recorre en un determinado instante. El cálculo de la distancia S se basa en los ángulos de Euler ya que permite determinar la posición final de un punto perteneciente al contacto luego de un determinado ángulo de giro generado en un instante de tiempo [4].

El cálculo se inicia determinando un número discreto de puntos n sobre las superficies de contacto, en este caso estos puntos son determinados por los nodos que se generaron por la malla de elementos finitos sobre la geometría de la prótesis ya sea de la cabeza femoral o del inserto.

Respecto a los ejes X , Y y Z los movimientos de rotación según los ángulos de Euler, se asocian a Flexión-Extensión para el eje X y Abducción-Aducción para el eje Y , estos ángulos se denotan con α y β respectivamente. Desde el punto inicial se gira secuencialmente hasta una nueva posición a lo largo de todo el deslizamiento que genera un ciclo de marcha normal sobre la superficie que se estudie.

$$r_i = R_{xyz}(\alpha_i, \beta_i, \gamma_i)r_o$$

Ecuación 3 - Cálculo del vector de la posición final luego de realizarse una determinada rotación [4].

Donde:

r_i : Es el vector de posición final del punto marcado luego de una determinada rotación de acuerdo a los ángulos: $\alpha_i, \beta_i, \gamma_i$.

r_o : Es el vector de posición inicial del punto.

$R_{xyz}(\alpha_i, \beta_i, \gamma_i)$: Matriz de rotación.

La matriz de rotación R_{xyz} se determina como:

$$R_{xyz} = \begin{bmatrix} \cos\beta \cos\gamma & -\cos\beta \sin\gamma & \sin\beta \\ \sin\alpha \sin\beta \cos\gamma + \cos\alpha \sin\gamma & -\sin\alpha \sin\beta \sin\gamma + \cos\alpha \cos\gamma & -\sin\alpha \cos\beta \\ -\cos\alpha \sin\beta \cos\gamma + \sin\alpha \sin\gamma & \cos\alpha \sin\beta \sin\gamma + \sin\alpha \cos\gamma & \cos\alpha \cos\beta \end{bmatrix}$$

Ecuación 4 - Matriz de rotación [4] [3].

Para obtener la distancia que recorre un punto perteneciente a la superficie de la cabeza femoral o del inserto desde su posición inicial hasta su posición final, es necesario conocer el ángulo que existe entre los vectores de la posición inicial y de la posición final del punto seleccionado, conocido el ángulo se procede a utilizar la siguiente ecuación para obtener la distancia que se ha desplazado el punto, para esto se calcula el arco coseno del producto escalar de los vectores mencionados dividido por el producto de los módulos de los mismos y multiplicado por el radio de la cabeza femoral o inserto dependiendo el caso:

$$\Delta S(\theta, \varphi, t_1) = R_i * \arccos\left(\frac{r_{i+1} r_i}{|r_{i+1}| \cdot |r_i|}\right)$$

Ecuación 5 - Cálculo de la distancia de deslizamiento sobre la superficie de contacto [4].

Debido a la ecuación 2 la profundidad de desgaste acumulativa en cada punto o nodo es calculada mediante la suma de los desgastes parciales generados en 23 intervalos de tiempo, esto quiere decir que el ciclo de marcha normal es dividido en 23 intervalos de 0,05 [s]. En el primer instante o intervalo se obtiene la primera profundidad lineal de desgaste y así sucesivamente para cada intervalo de tiempo con sus respectivos desplazamientos y presiones de contacto que varían dependiendo de la posición en la que se encuentre la prótesis, para que finalmente mediante una suma de profundidades de desgastes parciales se pueda obtener la profundidad de desgaste lineal total.

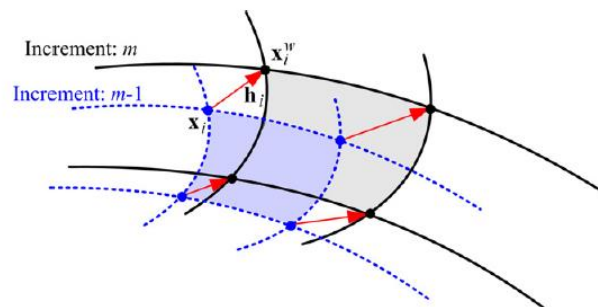


Ilustración 17 - Variación de la profundidad de desgaste lineal parcial en un elemento de malla del modelo de elementos finitos [10].

Las presiones de contacto (CPRESS) en cada instante de tiempo se obtienen de los resultados de la simulación de elementos finitos.



4. Resultados y análisis

En este capítulo se trata de obtener todos los principales datos fundamentales para el inicio del estudio de desgaste de los diferentes casos de pares de contacto de una prótesis de cadera que se mencionaron anteriormente en la tabla 3, iniciando por las simulaciones mediante un programa de post-procesado (Abaqus) del modelo de elementos finitos de la prótesis ya adaptado al problema propuesto. Luego finalmente por medio de modelos y cálculos matemáticos mencionados en el capítulo anterior obtener los resultados finales de desgaste y proceder a un respectivo análisis individual de cada par de contacto y una comparación de los resultados finales.

4.1 Resultados de modelos de elementos finitos

Los datos y resultados principales que se deben tomar en cuenta en las simulaciones de elementos finitos de una prótesis de cadera enfocado al estudio de desgaste son las presiones de contacto (CPRESS). El desgaste ya sea de la cabeza femoral o del inserto tiene una relación directa con estas presiones ya que en una articulación de cadera humana estas presiones son objeto de estudio para el seguimiento de una osteoartritis o anomalías óseas.

Las presiones de contacto y su distribución son dependientes de la posición en la que se encuentre la prótesis, las cargas aplicadas, características mecánicas de los materiales y otros factores más. Obtener las presiones de contacto por medio de mediciones a través de la utilización de una prótesis instrumentada genera aproximaciones y solo se pueden obtener resultados y datos de un limitado rango de presiones, los métodos computacionales y softwares de elementos finitos brindan la facilidad de conocer todas las presiones de contacto a las que somete a una prótesis de cadera haciendo que los estudios de desgaste sean una tarea más fácil, además que estos softwares proporcionan facilidades como la realización de modificaciones, integran herramientas de cálculo y poseen versatilidad de manejo de datos a la hora de la obtención de los resultados finales.

A. Par de contacto Metal-UHMWPE:

El par de contacto entre Metal (aleación de cobalto-cromo) utilizado para una cabeza femoral y el UHMWPE (Ultra High Molecular Weight Polyethylene) para el inserto un material más blando que el de la cabeza femoral, es un par de contacto que posee características como mayor resistencia al desgaste, bajo coeficiente de fricción y una buena resistencia a impactos.

Las principales características mecánicas de los materiales se obtienen de la tabla 1 y el coeficiente de fricción de dicho par de contacto se obtiene de la tabla 3. La cabeza femoral de 28 [mm] de diámetro mencionado anteriormente consta de 6530 nodos en su superficie exterior y el inserto con una forma semiesférica 6152 nodos en su superficie interior con un diámetro de 28,096 [mm], el cálculo del desgaste se ha

obtenido de forma individual para cada nodo de las superficies mencionadas. En la siguiente ilustración se muestra la ubicación de los nodos en las superficies a tomar en cuenta para este estudio y cálculo de desgaste:

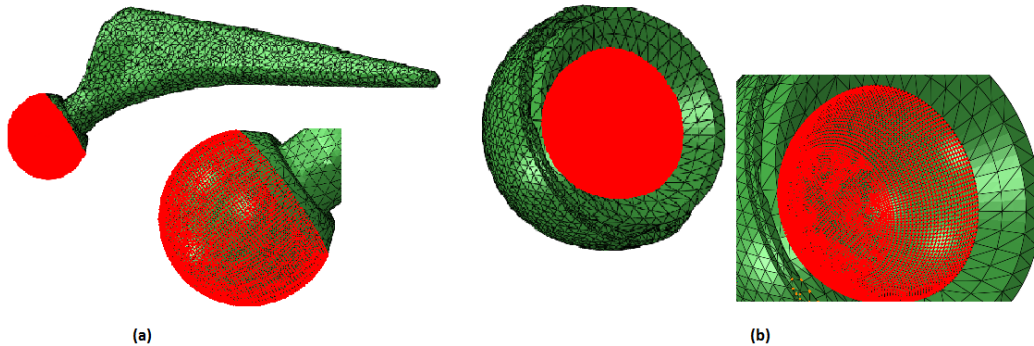


Ilustración 18 - (a) Superficie exterior de la cabeza femoral, (b) Superficie interior del inserto.

Mediante el software se obtiene el área de contacto y su variación a lo largo de todo el ciclo de marcha que se observa en la gráfica 3 y conocidas las fuerza resultantes que se aplican al contacto en cada instante es posible conocer las presiones de contacto totales entre las superficies de contacto y su variación a lo largo de todo el ciclo, las presiones de contacto totales entre superficies y su variación a través del tiempo se muestran en la gráfica 4.

Mediante la ecuación que se presenta a continuación se obtuvo las presiones de contacto totales en cada instante de tiempo del ciclo de marcha:

$$CPRESS(t) = \frac{Fuerza\ resultante\ (t)}{CAREA\ (t)}$$

Ecuación 6 - Cálculo de las presiones de contacto totales en cada instante de tiempo a lo largo del ciclo de marcha normal.

Donde:

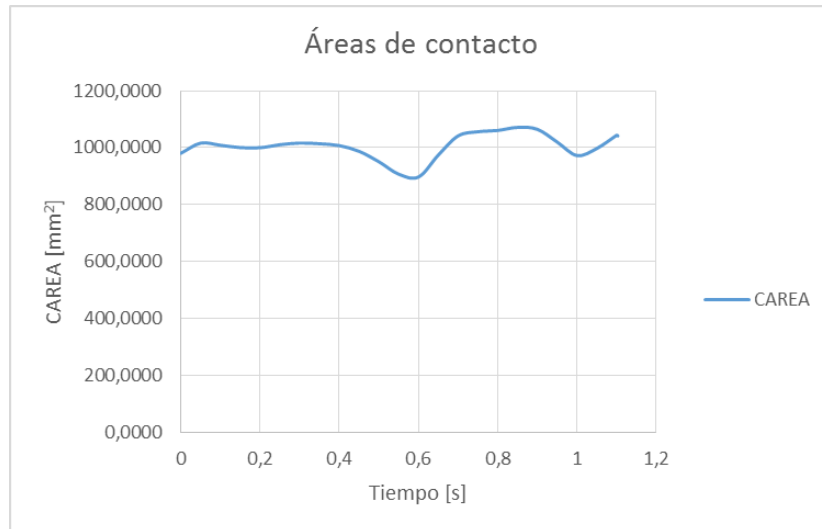
CPRESS(t): Presión de contacto total en el instante de tiempo t del ciclo de marcha normal.

Fuerza resultante (t): Fuerza resultante que se aplica al contacto que existe entre la cabeza femoral y el inserto en un instante de tiempo t. Las fuerzas resultantes son las mostradas en la gráfica 1.

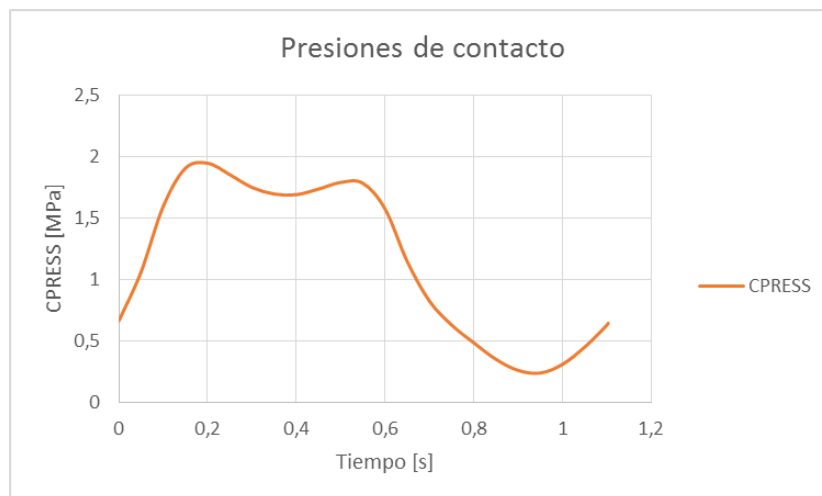
CAREA (t): Área de contacto que existe entre la cabeza femoral y el inserto en un instante de tiempo t.

Se puede observar en la gráfica 3 que el área de contacto tiene un promedio aproximado de 1000 [mm²], por lo que el área de contacto entre la cabeza femoral y el inserto se podría decir que es casi el mismo a lo largo de todo el ciclo de marcha. En el instante de tiempo de 0,85 [s] se produce la máxima el área de contacto que es de 1071,48 [mm²].

Obtenidas las presiones de contacto mediante la ecuación 6 y mostradas en la gráfica 4 se puede observar que el ciclo inicia con el impacto del talón y finaliza con un nuevo impacto de talón. En el instante de tiempo 0,2 [s] se puede observar la máxima presión de contacto con una magnitud de 1,943 [MPa].

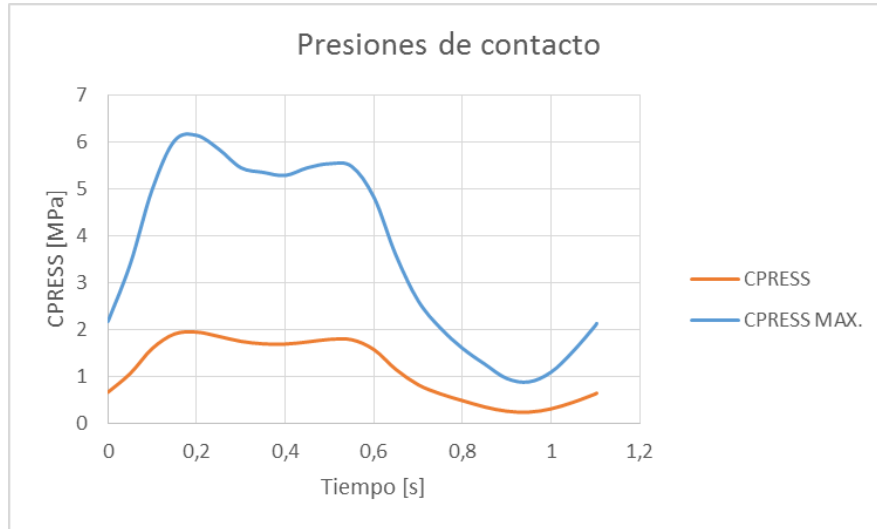


Gráfica 3 - Áreas de contacto a lo largo de un ciclo de marcha normal, Par de contacto Metal-UHMWPE.



Gráfica 4 - Presiones de contacto totales a lo largo de un ciclo de marcha normal, Par de contacto Metal-UHMWPE.

En las gráficas 3 y 4 se puede observar como varían las áreas de contacto (CAREA) y presiones de contacto totales (CPRESS) respectivamente a lo largo del tiempo en un ciclo de marcha normal, estos valores muestran magnitudes que representan las presiones que existen cuando la fuerza resultante es aplicada en toda el área de contacto, mientras que los valores de presiones de contacto máximas poseen valores diferentes a las presiones de contacto totales debido a que representan valores de presiones en cada uno de los elementos de malla, en la siguiente gráfica se muestra como varían estas presiones de contacto máximas a lo largo de todo el ciclo de marcha normal y se puede observar que la mayor presión de contacto en un elemento es de 6,134 [MPa] en el instante de tiempo de 0,2 [s]:



Gráfica 5 - Presiones de contacto máximas a lo largo de un ciclo de marcha normal, Par de contacto Metal-UHMWPE.

En las siguientes ilustraciones se muestra como varían las presiones de contacto máximas a través del tiempo en un ciclo de marcha normal:

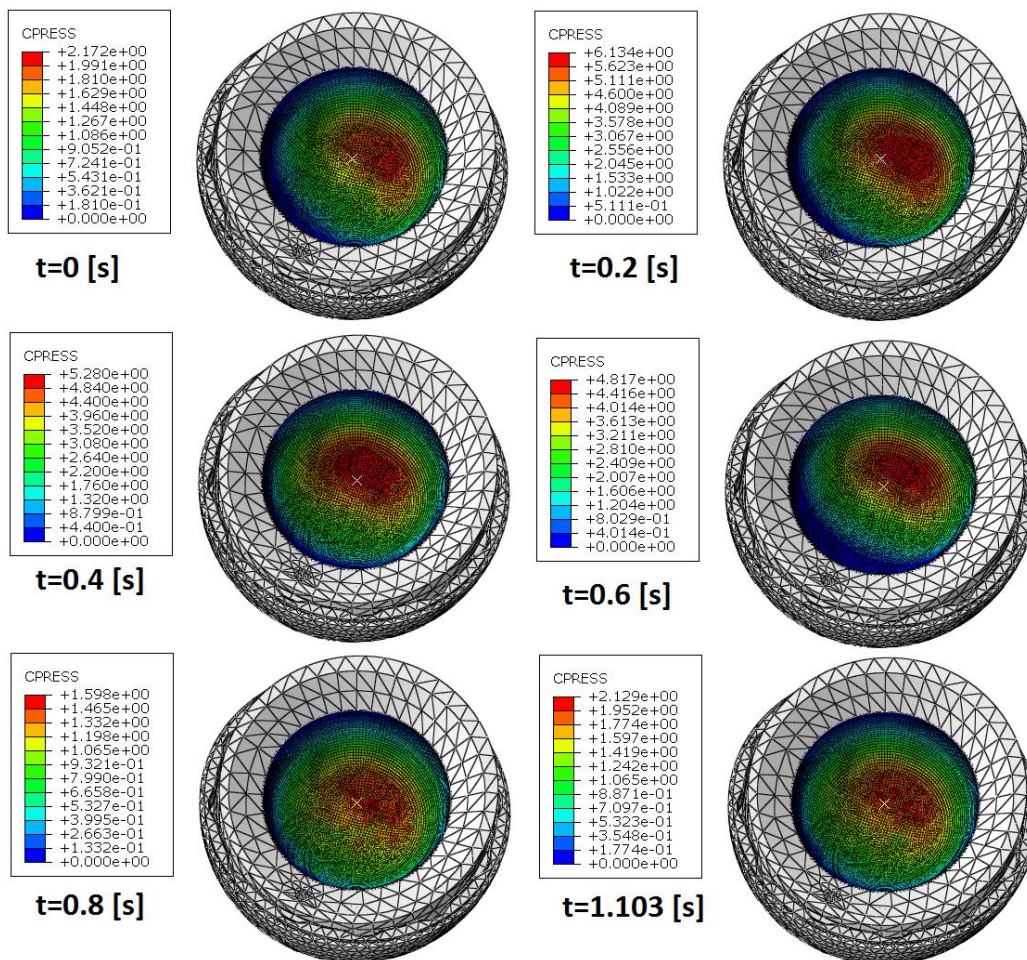


Ilustración 19 - Variación de presiones de contacto en el inserto a lo largo del tiempo en un ciclo de marcha normal, Par de contacto Metal-UHMWPE.



Como se había mencionado el cálculo total de la profundidad de desgaste lineal se lo realiza mediante la sumatoria de desgastes parciales como lo mostrado en la ecuación 2, en donde cada desgaste parcial es el desgaste producido por el movimiento de la prótesis en un intervalo de tiempo, en este caso cada intervalo es de 0,05 [segundos] y un intervalo final de 0,003 [s] por lo que se calcula las distancias que recorre un nodo cualquiera perteneciente a la superficie de contacto del inserto en cada uno de los 23 intervalos definidos en el capítulo 3. En la siguiente tabla se muestra las distancias que recorre un nodo o punto perteneciente a la superficie de contacto del inserto en cada intervalo de tiempo tomando en cuenta que el inserto posee un diámetro interior de 28,09 [mm] como se lo definió anteriormente:

Tiempo [s]	Giro			Distancia
	α [rad]	β [rad]	γ [rad]	S [mm]
0 - 0,05	0,0243	0,0246	0	0,47888383
0,05 - 0,1	-0,0343	-0,04498333	0	0,78337595
0,1 - 0,15	-0,0397	-0,05821667	0	0,97576068
0,15 - 0,2	-0,03858	-0,06532	0	1,05050229
0,2 - 0,25	-0,02932	-0,06888	0	1,03669417
0,25 - 0,3	-0,01442	-0,06708	0	0,95025039
0,3 - 0,35	-0,0025	-0,0628	0	0,87046801
0,35 - 0,4	0,00442	-0,05897	0	0,81902284
0,4 - 0,45	0,01056	-0,05405	0	0,7627324
0,45 - 0,5	0,01877333	-0,04506667	0	0,67613025
0,5 - 0,55	0,02916667	-0,0273	0	0,55326773
0,55 - 0,6	0,0409	0,00088667	0	0,56659802
0,6 - 0,65	0,04885	0,03504667	0	0,83256981
0,65 - 0,7	0,05121667	0,06591667	0	1,15581988
0,7 - 0,75	0,04623333	0,08841667	0	1,38149528
0,75 - 0,8	0,0305	0,0936	0	1,36325738
0,8 - 0,85	0,0109	0,088	0	1,22808998
0,85 - 0,9	-0,00685	0,07621667	0	1,05984738
0,9 - 0,95	-0,01445	0,05856333	0	0,83540047
0,95 - 1	-0,01236667	0,04025333	0	0,58321208
1 - 1,05	-0,00863333	0,0187	0	0,28526151
1,05 - 1,1	-0,011	-0,00409333	0	0,16255599
1,1 - 1,103	-0,0009	-0,00084	0	0,01705069
Distancia de desplazamiento total de un nodo del inserto luego del ciclo de marcha normal [mm]:				16,1245324

Tabla 4 – Distancias parciales que recorre un nodo perteneciente a la superficie de contacto del inserto en cada intervalo de tiempo de un ciclo de marcha normal.

Posteriormente se obtiene las presiones de contacto que existen en cada instante de tiempo y afectan a cada nodo con un valor de presión diferente y con las distancias que recorre cada nodo a lo largo de todo el ciclo de marcha normal se define la constante



empírica de desgaste, en el caso del inserto de un material de UHMWPE la constante de desgaste empírica es $1,066 \cdot 10^{-6}$ [mm^3/Nm]. Definidos todos los datos se inicia con el cálculo de la profundidad de desgaste lineal en cada intervalo de tiempo y la profundidad de desgaste lineal total luego de un ciclo completo de marcha normal mediante la ecuación 1 y 2 respectivamente, a continuación en la siguiente tabla se presentan los resultados de desgastes lineales parciales para instante de tiempo y el desgaste lineal total del nodo del inserto que posee las máximas presiones de contacto:

Intervalo	Tiempo [s]	Distancia [m]	Presión de contacto (CPRESS) [MPa] [N/mm ²]	Constante empírica de desgaste [mm ³ /Nm]	Profundidad de desgaste lineal para cada intervalo de tiempo [mm]
1	0 - 0,05	0,000346	3,388	1,066E-06	1,248E-09
2	0,05 - 0,1	0,000632	4,92901	1,066E-06	3,320E-09
3	0,1 - 0,15	0,000818	6,01609	1,066E-06	5,245E-09
4	0,15 - 0,2	0,000918	6,04767	1,066E-06	5,916E-09
5	0,2 - 0,25	0,000968	5,83886	1,066E-06	6,023E-09
6	0,25 - 0,3	0,000942	5,44351	1,066E-06	5,468E-09
7	0,3 - 0,35	0,000882	5,34684	1,066E-06	5,028E-09
8	0,35 - 0,4	0,000828	5,24292	1,066E-06	4,630E-09
9	0,4 - 0,45	0,000759	5,41009	1,066E-06	4,379E-09
10	0,45 - 0,5	0,000633	5,49396	1,066E-06	3,708E-09
11	0,5 - 0,55	0,000384	5,47152	1,066E-06	2,237E-09
12	0,55 - 0,6	0,000012	4,81717	1,066E-06	6,396E-11
13	0,6 - 0,65	0,000492	3,51697	1,066E-06	1,846E-09
14	0,65 - 0,7	0,000926	2,60903	1,066E-06	2,575E-09
15	0,7 - 0,75	0,001242	2,03082	1,066E-06	2,689E-09
16	0,75 - 0,8	0,001315	1,54979	1,066E-06	2,172E-09
17	0,8 - 0,85	0,001236	1,1044	1,066E-06	1,455E-09
18	0,85 - 0,9	0,001071	9,22E-01	1,066E-06	1,052E-09
19	0,9 - 0,95	0,000823	8,77E-01	1,066E-06	7,689E-10
20	0,95 - 1	0,000565	1,01935	1,066E-06	6,145E-10
21	1 - 1,05	0,000263	1,4751	1,066E-06	4,131E-10
22	1,05 - 1,1	0,000058	2,08273	1,066E-06	1,277E-10
23	1,1 - 1,103	0,000012	2,12905	1,066E-06	2,678E-11
Profundidad de desgaste lineal total luego de un ciclo de marcha normal [mm]:					6,101E-08

Tabla 5 – Profundidad de desgaste lineal total luego de un ciclo de marcha normal y profundidades de desgastes lineales parciales a lo largo de un ciclo de marcha normal, Par de contacto Metal-UHMWPE.

De la tabla 5 se obtiene que el nodo que posee las máximas presiones de contacto a lo largo de todo el ciclo de marcha normal sufre una profundidad de desgaste lineal total de $6,101 \cdot 10^{-8}$ [mm]. Obtenida la profundidad de desgaste lineal total luego de un ciclo es necesario obtener el desgaste que existe luego $3 \cdot 10^6$ ciclos que determina la norma ISO 14242-1 [8], además se considera que una prótesis posee una vida útil de 20 años



con un número promedio de $1 \cdot 10^6$ ciclos por año, que corresponde a $20 \cdot 10^6$ ciclos [3]. A continuación en la siguiente tabla se presenta las profundidades de desgaste lineal del nodo con las máximas presiones luego de los números de ciclos antes mencionados:

Número de ciclos	Profundidad de desgaste lineal [mm]
20000000	1,2201
3000000	0,1830

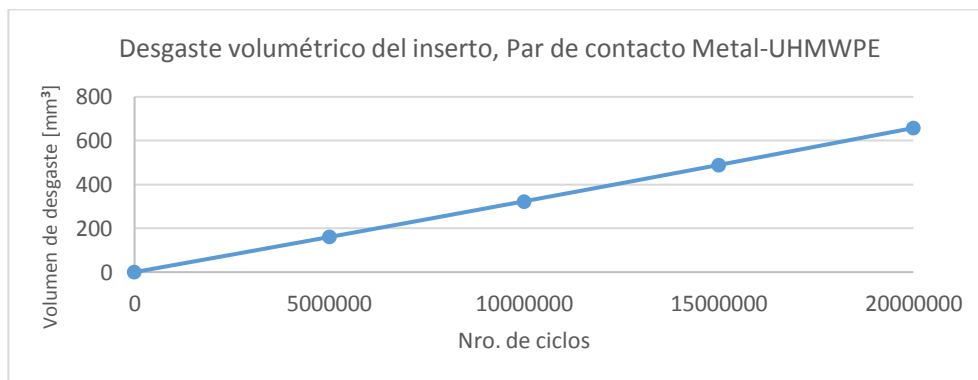
Tabla 6 - Profundidad de desgaste lineal del nodo del inserto con las máximas CPRESS luego de un determinado número de ciclos, Par de contacto Metal-UHMWPE.

De la tabla 6 se determina que la profundidad de desgaste lineal total en el nodo con las máximas presiones de contacto luego de $20 \cdot 10^6$ ciclos es de 1,22 [mm]. Estos cálculos se los realiza para cada nodo y se puede conocer una profundidad de desgaste lineal promedio que sirve para obtener el desgaste volumétrico y másico aproximado que sufre el inserto, a continuación en la siguiente tabla se presentan los resultados obtenidos:

Volumen de la cavidad del inserto (considerado como sólido):	5806,592367	mm ³
Volumen de la cavidad del inserto desgastada (considerado como sólido):	6464,428689	mm ³
Desgaste volumétrico aproximado:	657,8363224	mm ³
Densidad (UHMWPE):	0,00092	gramos/mm ³
Masa:	0,605209417	gramos
Masa:	605,2094166	miligramos

Tabla 7 – Desgaste másico y volumétrico aproximado del inserto, Par de contacto Metal-UHMWPE.

En la siguiente gráfica se muestra como incrementa linealmente el desgaste volumétrico del inserto conforme su vida útil avanza a través de los años:



Gráfica 6 - Variación del desgaste volumétrico del inserto luego de un determinado número de ciclos de marcha normal, Par de contacto Metal-UHMWPE.

De la tabla 7 se determina que el inserto tiene un desgaste volumétrico aproximado de 657,83 [mm³] que comparándolos con los resultados del estudio de desgaste del artículo



científico “Improving the Finite Element Simulation of Wear of Total Hip Prosthesis Spherical Joint with the Polymeric Component” [4] poseen valores similares y se encuentran en el mismo orden de magnitud, con esto se comprueba la validez de los resultados obtenidos en el estudio de desgaste realizado.

En casi todas las fuentes consultadas se enfocan al desgaste del inserto dejando de lado el desgaste que también sufre la cabeza femoral por lo que la obtención de su desgaste se lo realiza mediante los mismos modelos y cálculos matemáticos. Se inicia con la obtención de las presiones de contacto de cada uno de los nodos de la superficie de contacto de la cabeza femoral y también con la obtención de las distancias de deslizamiento (S) que recorre cada nodo mediante los mismos cálculos que se obtuvo las distancias que recorren los nodos del inserto considerando que la cabeza femoral posee 28 [mm] de diámetro definido anteriormente.

Tiempo [s]	Giro			Distancia
	α [rad]	β [rad]	γ [rad]	S [mm]
0 - 0,05	0,0243	0,0246	0	0,3444
0,05 - 0,1	-0,0343	-0,04498333	0	0,629766667
0,1 - 0,15	-0,0397	-0,05821667	0	0,815033333
0,15 - 0,2	-0,03858	-0,06532	0	0,91448
0,2 - 0,25	-0,02932	-0,06888	0	0,96432
0,25 - 0,3	-0,01442	-0,06708	0	0,93912
0,3 - 0,35	-0,0025	-0,0628	0	0,8792
0,35 - 0,4	0,00442	-0,05897	0	0,82558
0,4 - 0,45	0,01056	-0,05405	0	0,7567
0,45 - 0,5	0,01877333	-0,04506667	0	0,630933333
0,5 - 0,55	0,02916667	-0,0273	0	0,3822
0,55 - 0,6	0,0409	0,00088667	0	0,012413333
0,6 - 0,65	0,04885	0,03504667	0	0,490653333
0,65 - 0,7	0,05121667	0,06591667	0	0,922833333
0,7 - 0,75	0,04623333	0,08841667	0	1,237833333
0,75 - 0,8	0,0305	0,0936	0	1,3104
0,8 - 0,85	0,0109	0,088	0	1,232
0,85 - 0,9	-0,00685	0,07621667	0	1,067033333
0,9 - 0,95	-0,01445	0,05856333	0	0,819886667
0,95 - 1	-0,01236667	0,04025333	0	0,563546667
1 - 1,05	-0,00863333	0,0187	0	0,2618
1,05 - 1,1	-0,011	-0,00409333	0	0,057306667
1,1 - 1,103	-0,0009	-0,00084	0	0,01176
Distancia de desplazamiento total de un nodo de la cabeza femoral luego del ciclo de marcha normal [mm]:				16,0692

Tabla 8 – Distancias parciales que recorre un nodo perteneciente a la superficie de contacto de la cabeza femoral en cada intervalo de tiempo de un ciclo de marcha normal.

Ya que el material de la cabeza femoral es una aleación de CoCr se ha definido una constante empírica de desgaste de $0,2 \cdot 10^{-8}$ [mm³/Nm]. Definida la constante empírica de desgaste, obtenidas las presiones de contacto y obtenidas las distancias de deslizamiento se obtienen los siguientes resultados de desgaste luego del número de ciclos que exige la norma y ciclos de vida útil de una prótesis de cadera, resultados que se muestran en la siguiente tabla, considerando que la profundidad de desgaste lineal máxima en un nodo de la superficie de contacto de la cabeza femoral luego de un ciclo de marcha normal es de $1,07 \cdot 10^{-10}$ [mm]:

Número de ciclos	Profundidad de desgaste lineal [mm]
2000000	0,00213
300000	0,000319

Tabla 9 - Profundidad de desgaste lineal del nodo de la cabeza femoral con las máximas CPRESS luego de un determinado número de ciclos, Par de contacto Metal-UHMWPE.

De tabla 9 se determina que la profundidad de desgaste lineal total en el nodo con las máximas presiones de contacto luego de $20 \cdot 10^6$ ciclos es de 0,00213 [mm]. Estos cálculos se los realiza para cada nodo y se puede conocer una profundidad de desgaste lineal promedio que es utilizada para obtener el desgaste volumétrico y másico aproximado que sufre la cabeza femoral, a continuación en la siguiente tabla se presentan los resultados obtenidos:

Volumen de la cabeza femoral sin desgaste (considerado como sólido):	11314,44594	mm ³
Volumen de la cabeza femoral desgastada (considerado como sólido):	11313,35585	mm ³
Desgaste volumétrico aproximado:	1,090093593	mm ³
Densidad (Metal CoCr):	0,0085	gramos/mm ³
Masa:	0,009265796	gramos
Masa:	9,265795537	miligramos

Tabla 10 - Desgaste másico y volumétrico aproximado de la cabeza femoral, Par de contacto Metal-UHMWPE.

B. Par de contacto Cerámica-Cerámica:

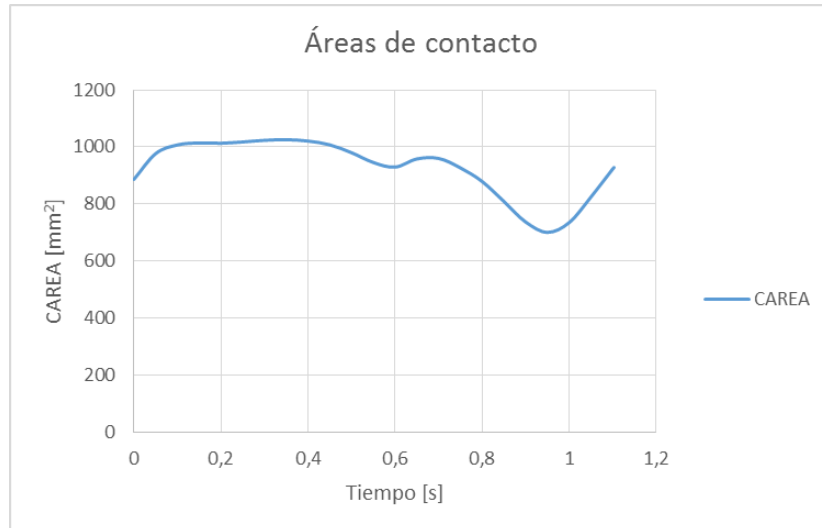
El par de contacto Cerámica-Cerámica se introdujo en una prótesis de cadera debido a ser un par de contacto con una baja tasa de desgaste, desgaste que genera partículas muy pequeñas que reducen la reacción osteolítica, además utiliza cabezas femorales más grandes que ayudan a la estabilidad de la prótesis, pero también presenta diferentes problemas como son:

- La fragilidad del material que provoca un alto riesgo de rotura de la prótesis, pero en la actualidad con nuevos diseños ha pasado a ser una complicación muy rara.
- El ruido es otro problema que presenta debido al rozamiento que se genera entre cerámicas.

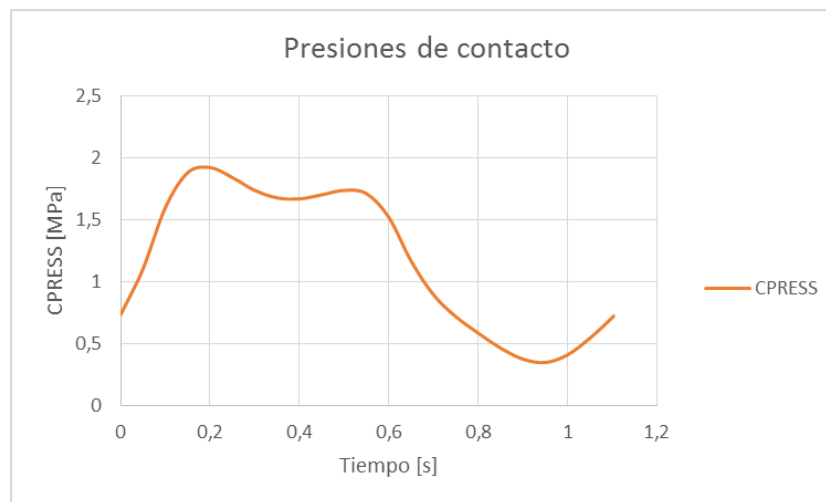


Para la simulación de elementos finitos se ha utilizado el mismo modelo, la misma geometría y el mismo número de elementos y nodos en las superficies de contacto, lo que varían son los materiales del nuevo par de contacto en este caso la cabeza femoral y el inserto son de un material cerámico.

Conocidas las áreas de contacto, la fuerza aplicada en cada instante de tiempo a lo largo del ciclo de marcha normal y a través de la ecuación 6 se obtiene la variación de las presiones de contacto.



Gráfica 7 - Áreas de contacto a lo largo de un ciclo de marcha normal, Par de contacto Cerámica-Cerámica.



Gráfica 8 - Presiones de contacto a lo largo de un ciclo de marcha normal, Par de contacto Cerámica-Cerámica.

La gráfica 7 muestra que las áreas de contacto tienen un área de contacto promedio de 926,30 [mm²], en la gráfica 8 se muestran las presiones de contacto y su variación llegando a una máxima presión de 1,918 [MPa] en el instante de tiempo de 0,2 [s].

Para el cálculo de la profundidad de desgaste lineal total y el cálculo de los desgastes parciales pertenecientes a cada intervalo de tiempo se lo realiza utilizando las distancias



de deslizamiento de la tabla 4 debido a que se utiliza la misma geometría, es decir, un inserto de 28,09 [mm] de diámetro interior. Obtenidas las distancias de deslizamiento se define la constante empírica de desgaste de la cerámica con un valor de $3,5 \cdot 10^{-8}$ [mm³/Nm]. A continuación en la siguiente tabla se presentan los resultados de las profundidades de desgastes lineales parciales para instante de tiempo y la profundidad de desgaste lineal total luego de un ciclo completo de marcha normal del nodo del inserto que posee las máximas presiones de contacto:

Intervalo	Tiempo [s]	Distancia [m]	Presión de contacto (CPRESS) [MPa] [N/mm ²]	Constante empírica de desgaste [mm ³ /Nm]	Profundidad de desgaste lineal para cada intervalo de tiempo [mm]
1	0 - 0,05	0,000346	2,88E+00	3,500E-08	3,482E-11
2	0,05 - 0,1	0,000632	4,08E+00	3,500E-08	9,028E-11
3	0,1 - 0,15	0,000818	4,82E+00	3,500E-08	1,378E-10
4	0,15 - 0,2	0,000918	4,96E+00	3,500E-08	1,594E-10
5	0,2 - 0,25	0,000968	4,84E+00	3,500E-08	1,639E-10
6	0,25 - 0,3	0,000942	4,64E+00	3,500E-08	1,531E-10
7	0,3 - 0,35	0,000882	4,49E+00	3,500E-08	1,386E-10
8	0,35 - 0,4	0,000828	4,35E+00	3,500E-08	1,263E-10
9	0,4 - 0,45	0,000759	4,30E+00	3,500E-08	1,144E-10
10	0,45 - 0,5	0,000633	4,16E+00	3,500E-08	9,226E-11
11	0,5 - 0,55	0,000384	3,82E+00	3,500E-08	5,131E-11
12	0,55 - 0,6	0,000012	3,39E+00	3,500E-08	1,477E-12
13	0,6 - 0,65	0,000492	2,97E+00	3,500E-08	5,113E-11
14	0,65 - 0,7	0,000926	2,41E+00	3,500E-08	7,811E-11
15	0,7 - 0,75	0,001242	2,02E+00	3,500E-08	8,791E-11
16	0,75 - 0,8	0,001315	1,61E+00	3,500E-08	7,399E-11
17	0,8 - 0,85	0,001236	1,24E+00	3,500E-08	5,368E-11
18	0,85 - 0,9	0,001071	1,02E+00	3,500E-08	3,804E-11
19	0,9 - 0,95	0,000823	9,67E-01	3,500E-08	2,786E-11
20	0,95 - 1	0,000565	1,07E+00	3,500E-08	2,124E-11
21	1 - 1,05	0,000263	1,45E+00	3,500E-08	1,335E-11
22	1,05 - 1,1	0,000058	1,96E+00	3,500E-08	3,940E-12
23	1,1 - 1,103	0,000012	1,98E+00	3,500E-08	8,198E-13
Profundidad de desgaste lineal total luego de un ciclo de marcha normal [mm]:					1,714E-09

Tabla 11 - Profundidad de desgaste lineal total luego de un ciclo de marcha normal y profundidades de desgastes lineales parciales a lo largo de un ciclo de marcha normal, Par de contacto Cerámica-Cerámica.

De la tabla 11 se obtiene que el nodo que posee las máximas presiones de contacto a lo largo de todo el ciclo de marcha normal sufre una profundidad de desgaste lineal total de $1,714 \cdot 10^{-9}$ [mm]. Obtenida la profundidad de desgaste lineal total luego de un ciclo hay que obtener el desgaste que se produce luego de un determinado número de ciclos que se mencionaron anteriormente y se detallan a continuación en la siguiente tabla:



Número de ciclos	Profundidad de desgaste lineal [mm]
2000000	0,03427
3000000	0,005140

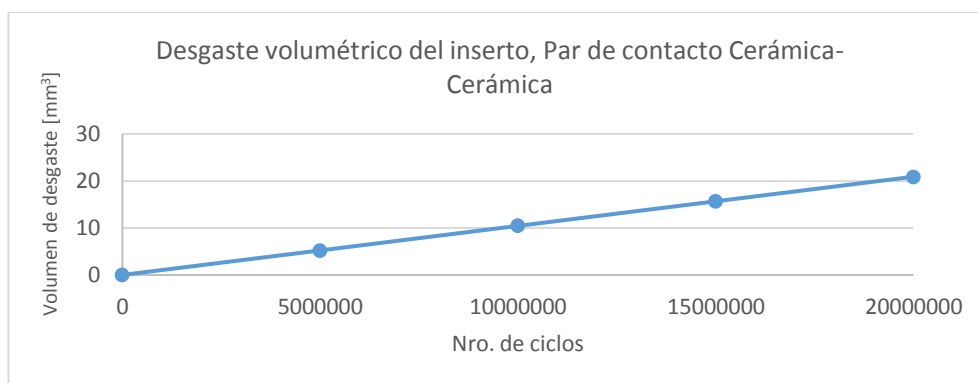
Tabla 12 - Profundidad de desgaste lineal del nodo del inserto con las máximas CPRESS luego de un determinado número de ciclos, Par de contacto Cerámica-Cerámica.

De la tabla 12 se determina que la profundidad de desgaste lineal total en el nodo con las máximas presiones de contacto luego de $20 \cdot 10^6$ ciclos es de 0,03427 [mm]. Estos cálculos se los realiza para cada nodo y se puede conocer una profundidad de desgaste lineal promedio que sirve para obtener el desgaste volumétrico y másico aproximado que sufre el inserto, a continuación en la siguiente tabla se presentan los resultados obtenidos:

Volumen de la cavidad del inserto (considerado como sólido):	5806,592367	mm ³
Volumen de la cavidad del inserto desgastada (considerado como sólido):	5827,47804	mm ³
Desgaste volumétrico aproximado:	20,88567352	mm ³
Densidad (Cerámica):	0,00397	gramos/mm ³
Masa:	0,082916124	gramos
Masa:	82,91612386	miligramos

Tabla 13 - Desgaste másico y volumétrico aproximado del inserto, Par de contacto Cerámica-Cerámica.

En la siguiente gráfica se muestra como incrementa linealmente el desgaste volumétrico del inserto conforme su vida útil avanza a través de los años si se considera lo mencionado anteriormente un número de $1 \cdot 10^6$ ciclos por año:



Gráfica 9 - Variación del desgaste volumétrico del inserto luego de un determinado número de ciclos de marcha normal, Par de contacto Cerámica-Cerámica.

Para el cálculo del desgaste de la cabeza femoral se inicia con la obtención de las presiones de contacto que existen en los nodos del mallado del modelo de elementos finitos de la superficie de contacto de la cabeza femoral y posteriormente las distancias de deslizamiento (S) que se obtienen de la tabla 8 debido a que la geometría de la



prótesis no cambia y es siempre la misma para cada uno de los casos. Ya que el material de la cabeza femoral es similar a la del inserto (cerámica) se ha definido una constante empírica de desgaste de $3,5 \cdot 10^{-8}$ [mm³/Nm]. Definida la constante empírica de desgaste, obtenidas las presiones de contacto y las distancias de deslizamiento de los nodos de la cabeza femoral se obtienen los siguientes resultados de desgaste luego del número de ciclos que exige la norma y ciclos de vida útil de una prótesis de cadera mostrados en la siguiente tabla, considerando que la profundidad de desgaste lineal máxima en un nodo de la superficie de contacto de la cabeza femoral luego de un ciclo de marcha normal es de $1,678 \cdot 10^{-9}$ [mm]:

Número de ciclos	Profundidad de desgaste lineal [mm]
2000000	0,03356
300000	0,00503

Tabla 14 - Profundidad de desgaste lineal del nodo de la cabeza femoral con las máximas CPRESS luego de un determinado número de ciclos, Par de contacto Cerámica-Cerámica.

De tabla 14 se determina que la profundidad de desgaste lineal total en el nodo con las máximas presiones de contacto luego de $20 \cdot 10^6$ ciclos es de 0,03356 [mm]. Estos cálculos se los realiza para cada nodo y se puede conocer una profundidad de desgaste lineal promedio que es utilizada para obtener el desgaste volumétrico y másico aproximado que sufre la cabeza femoral, a continuación en la siguiente tabla se presentan los resultados obtenidos:

Volumen de la cabeza femoral sin desgaste (considerado como sólido):	11314,44594	mm ³
Volumen de la cabeza femoral desgastada (considerado como sólido):	11295,16325	mm ³
Desgaste volumétrico aproximado:	19,28269577	mm ³
Densidad (Cerámica):	0,00397	gramos/mm ³
Masa:	0,076552302	gramos
Masa:	76,55230221	miligramos

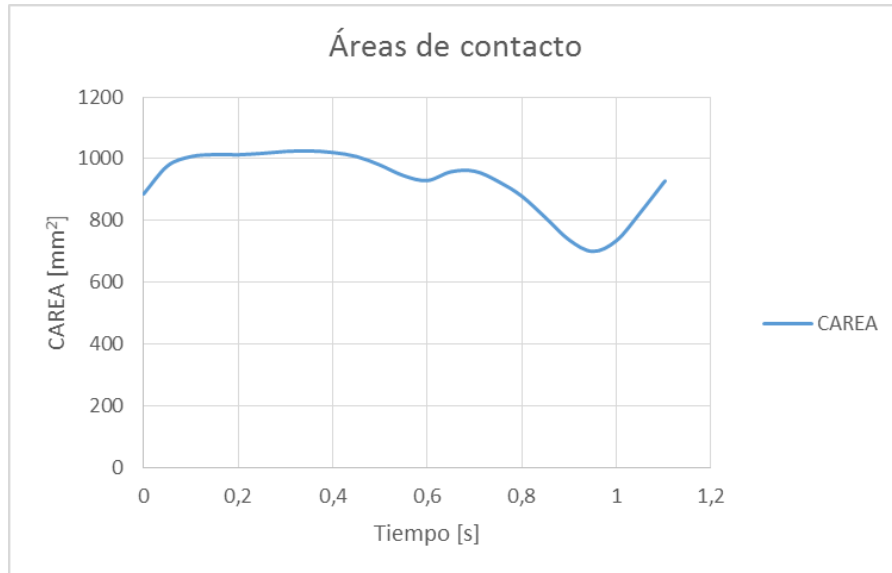
Tabla 15 - Desgaste másico y volumétrico aproximado de la cabeza femoral, Par de contacto Cerámica-Cerámica.

C. Par de contacto Cerámica-Metal:

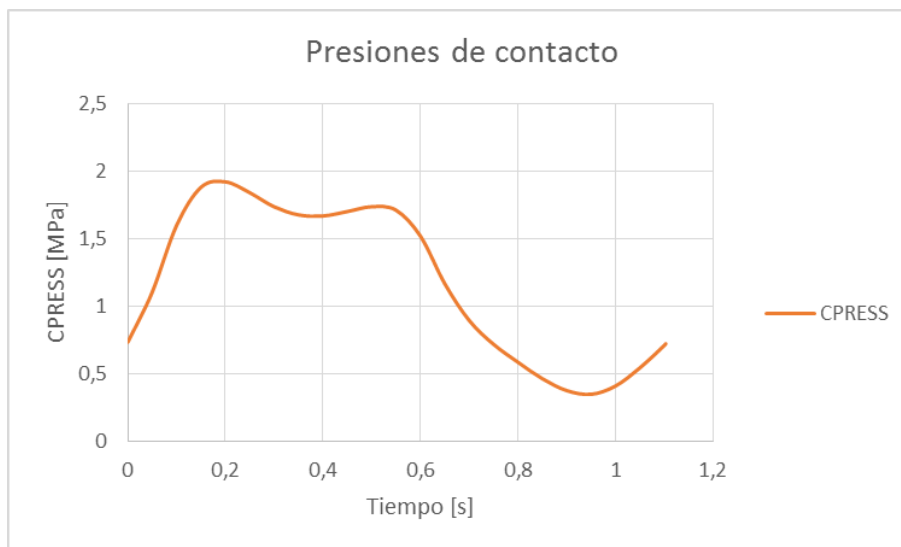
El par de contacto Cerámica-Metal ofrece igual que el par de contacto Cerámica-Cerámica un mínimo desgaste frente a los pares de contacto que utilizan polietileno y es la opción más indicada para los pacientes jóvenes con una actividad física constante, aunque han presentado problemas como roturas de prótesis por lo que no es aconsejable para personas con sobrepeso.

Para la simulación de elementos finitos se ha utilizado el mismo modelo, la misma geometría y el mismo número de elementos y nodos en las superficies de contacto, lo que varían son los materiales de los componentes, en este caso la cabeza femoral es de un material cerámico y el inserto de un material metálico.

Conocidas las áreas de contacto y la fuerza aplicada en cada instante de tiempo a lo largo del ciclo de marcha normal y a través de la ecuación 6 se obtienen la variación de las presiones de contacto.



Gráfica 10 - Áreas de contacto a lo largo de un ciclo de marcha normal, Par de contacto Cerámica-Metal.



Gráfica 11 - Presiones de contacto a lo largo de un ciclo de marcha normal, Par de contacto Cerámica-Metal.

La gráfica 10 muestra que las áreas de contacto tienen una área de contacto promedio de 926,29 [mm²], en la gráfica 8 se muestran las presiones de contacto y su variación llegando a una máxima presión de 1,918 [MPa] en el instante de tiempo de 0,2 [s].

Para el cálculo de las profundidades de desgastes lineales parciales pertenecientes a cada intervalo de tiempo se lo realiza utilizando las distancias de deslizamiento de la tabla 4 debido a que se utiliza el mismo modelo, es decir, un inserto de 28,09 [mm] de diámetro interior. Determinadas las distancias de deslizamiento se define la constante empírica de desgaste, en este caso el metal posee una constante empírica de desgaste



de $2 \cdot 10^{-9}$ [mm³/Nm]. A continuación en la siguiente tabla se muestran las profundidades de desgastes lineales parciales en cada instante de tiempo y la profundidad de desgaste lineal total del nodo con las máximas presiones de contacto de los nodos de la superficie de contacto perteneciente al inserto luego de un ciclo completo de marcha normal:

Intervalo	Tiempo [s]	Distancia [m]	Presión de contacto (CPRESS) [MPa] [N/mm ²]	Constante empírica de desgaste [mm ³ /Nm]	Profundidad de desgaste lineal para cada intervalo de tiempo [mm]
1	0 - 0,05	0,000346	2,88E+00	2,000E-09	1,990E-12
2	0,05 - 0,1	0,000632	4,08E+00	2,000E-09	5,160E-12
3	0,1 - 0,15	0,000818	4,82E+00	2,000E-09	7,877E-12
4	0,15 - 0,2	0,000918	4,96E+00	2,000E-09	9,109E-12
5	0,2 - 0,25	0,000968	4,84E+00	2,000E-09	9,366E-12
6	0,25 - 0,3	0,000942	4,64E+00	2,000E-09	8,750E-12
7	0,3 - 0,35	0,000882	4,49E+00	2,000E-09	7,921E-12
8	0,35 - 0,4	0,000828	4,36E+00	2,000E-09	7,216E-12
9	0,4 - 0,45	0,000759	4,30E+00	2,000E-09	6,536E-12
10	0,45 - 0,5	0,000633	4,16E+00	2,000E-09	5,273E-12
11	0,5 - 0,55	0,000384	3,82E+00	2,000E-09	2,932E-12
12	0,55 - 0,6	0,000012	3,39E+00	2,000E-09	8,441E-14
13	0,6 - 0,65	0,000492	2,97E+00	2,000E-09	2,922E-12
14	0,65 - 0,7	0,000926	2,41E+00	2,000E-09	4,463E-12
15	0,7 - 0,75	0,001242	2,02E+00	2,000E-09	5,023E-12
16	0,75 - 0,8	0,001315	1,61E+00	2,000E-09	4,229E-12
17	0,8 - 0,85	0,001236	1,24E+00	2,000E-09	3,066E-12
18	0,85 - 0,9	0,001071	1,01E+00	2,000E-09	2,173E-12
19	0,9 - 0,95	0,000823	9,68E-01	2,000E-09	1,593E-12
20	0,95 - 1	0,000565	1,07E+00	2,000E-09	1,214E-12
21	1 - 1,05	0,000263	1,45E+00	2,000E-09	7,631E-13
22	1,05 - 1,1	0,000058	1,96E+00	2,000E-09	2,251E-13
23	1,1 - 1,103	0,000012	1,99E+00	2,000E-09	4,685E-14
Profundidad de desgaste lineal total luego de un ciclo de marcha normal [mm]:					9,793E-11

Tabla 16 - Profundidad de desgaste lineal total luego de un ciclo de marcha normal y profundidades de desgastes lineales parciales a lo largo de un ciclo de marcha normal, Par de contacto Cerámica-Metal.

De la tabla 16 se obtiene que el nodo que posee las máximas presiones de contacto a lo largo de todo el ciclo de marcha normal sufre una profundidad de desgaste lineal total de $9,793 \cdot 10^{-11}$ [mm]. Obtenida la profundidad de desgaste lineal total luego de un ciclo completo de marcha normal se obtiene el desgaste que se produce luego de un determinado número de ciclos que se mencionaron anteriormente y se detallan a continuación en la siguiente tabla:



Número de ciclos	Profundidad de desgaste lineal [mm]
20000000	0,001958
3000000	0,000293

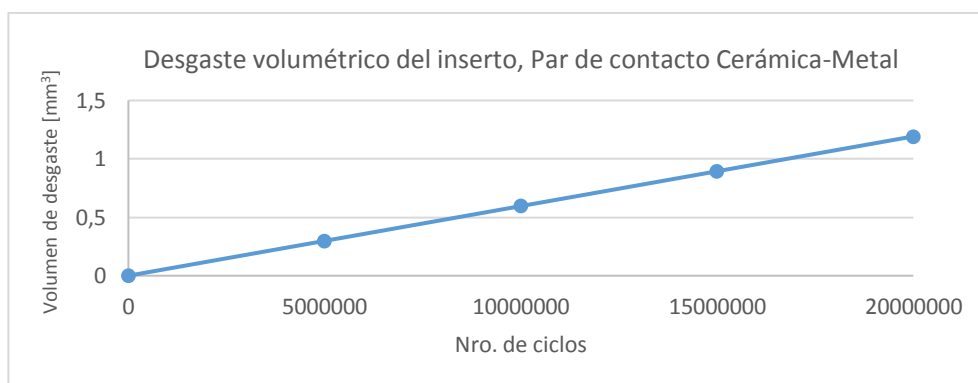
Tabla 17 - Profundidad de desgaste lineal del nodo del inserto con las máximas CPRESS luego de un determinado número de ciclos, Par de contacto Cerámica-Metal.

De la tabla 17 se determina que la profundidad de desgaste lineal total en el nodo con las máximas presiones de contacto luego de $20 \cdot 10^6$ ciclos es de 0,001958 [mm]. Estos cálculos se los realiza para cada nodo y se puede conocer una profundidad de desgaste lineal promedio que sirve para obtener el desgaste volumétrico y másico aproximado que sufre el inserto, a continuación en la siguiente tabla se presentan los resultados obtenidos:

Volumen de la cavidad del inserto (considerado como sólido):	5806,592367	mm ³
Volumen de la cavidad del inserto desgastada (considerado como sólido):	5807,784474	mm ³
Desgaste volumétrico aproximado:	1,192107308	mm ³
Densidad (Metal CoCr):	0,0085	gramos/mm ³
Masa:	0,010132912	gramos
Masa:	10,13291212	miligramos

Tabla 18 - Desgaste másico y volumétrico aproximado del inserto, Cerámica-Metal.

En la siguiente gráfica se muestra como incrementa linealmente el desgaste volumétrico del inserto conforme su vida útil avanza a través de los años si se considera lo mencionado anteriormente un número de $1 \cdot 10^6$ ciclos por año:



Gráfica 12 - Variación del desgaste volumétrico del inserto luego de un determinado número de ciclos de marcha normal, Par de contacto Cerámica-Metal.

Para el cálculo del desgaste de la cabeza femoral se inicia con la obtención de las presiones de contacto que existen en los nodos del mallado del modelo de elementos finitos de la superficie de contacto de la cabeza femoral y posteriormente las distancias de deslizamiento (S) que se obtienen de la tabla 8 debido a que la geometría de la



prótesis no cambia y es siempre la misma para cada uno de los casos. Ya que el material de la cabeza femoral es cerámico se ha definido una constante empírica de desgaste de $3,5 \cdot 10^{-8}$ [mm³/Nm]. Definida la constante empírica de desgaste, obtenidas las presiones de contacto y las distancias de deslizamiento de los nodos de la cabeza femoral se obtienen los siguientes resultados de desgaste luego del número de ciclos que exige la norma y ciclos de vida útil de una prótesis de cadera mostrados en la siguiente tabla, considerando que la profundidad de desgaste lineal máxima en un nodo de la superficie de contacto de la cabeza femoral luego de un ciclo de marcha normal es de $1,678 \cdot 10^{-9}$ [mm]:

Número de ciclos	Profundidad de desgaste lineal [mm]
2000000	0,03357
300000	0,00503

Tabla 19 - Profundidad de desgaste lineal del nodo de la cabeza femoral con las máximas CPRESS luego de un determinado número de ciclos, Par de contacto Cerámica-Metal.

De tabla 19 se determina que la profundidad de desgaste lineal total en el nodo con las máximas presiones de contacto luego de $20 \cdot 10^6$ ciclos es de 0,03357 [mm]. Estos cálculos se los realiza para cada nodo y se puede conocer una profundidad de desgaste lineal promedio que es utilizada para obtener el desgaste volumétrico y másico aproximado que sufre la cabeza femoral, a continuación en la siguiente tabla se presentan los resultados obtenidos:

Volumen de la cabeza femoral sin desgaste (considerado como sólido):	11314,44594	mm ³
Volumen de la cabeza femoral desgastada (considerado como sólido):	11295,16448	mm ³
Desgaste volumétrico aproximado:	19,2814632	mm ³
Densidad (Cerámica):	0,00397	gramos/mm ³
Masa:	0,076547409	gramos
Masa:	76,5474089	miligramos

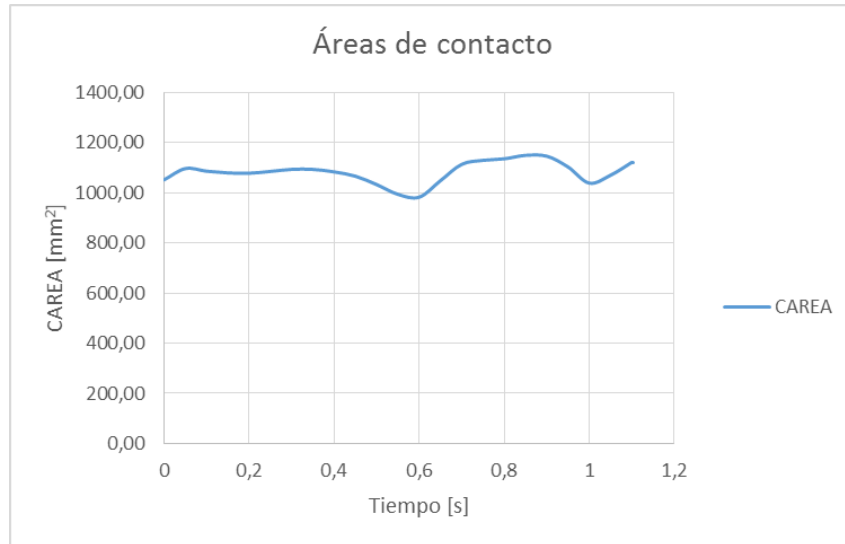
Tabla 20 - Desgaste másico y volumétrico aproximado de la cabeza femoral, Par de contacto Cerámica-Metal.

D. Par de contacto Cerámica-PEEK:

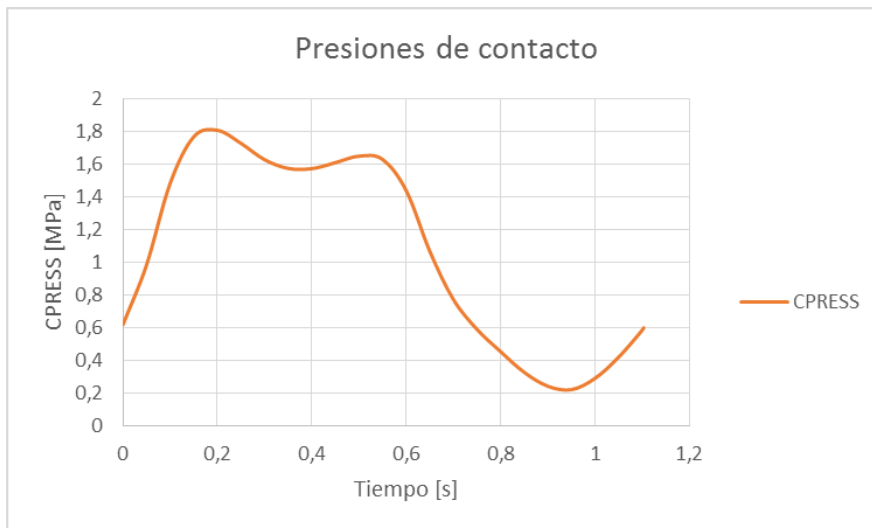
El par de contacto Cerámica-PEEK también ofrece un mínimo desgaste debido al material del inserto (PEEK). El PEEK es un material compuesto de bioactivos que pueden trabajar de forma aislada o combinado con otros biomateriales como en este caso, es un material duro, resistente a la abrasión con gran fuerza de impacto, bajo coeficiente de fricción y resistente al ataque orgánico e inorgánico de químicos.

Para la simulación de elementos finitos se ha utilizado el mismo modelo, la misma geometría y el mismo número de elementos y nodos en las superficies de contacto, lo que varían son los materiales de los componentes, en este caso la cabeza femoral es de un material cerámico y el inserto de PEEK.

Conocidas las áreas de contacto y la fuerza aplicada en cada instante de tiempo a lo largo del ciclo de marcha normal y a través de la ecuación 6 se obtienen la variación de las presiones de contacto.



Gráfica 13 - Áreas de contacto a lo largo de un ciclo de marcha normal, Par de contacto Cerámica-PEEK.



Gráfica 14 - Presiones de contacto a lo largo de un ciclo de marcha normal, Par de contacto Cerámica-PEEK.

La gráfica 10 muestra que las áreas de contacto tienen un área de contacto promedio de 1148,39 [mm²], en la gráfica 8 se muestran las presiones de contacto y su variación llegando a una máxima presión de 1,804 [MPa] en el instante de tiempo de 0,2 [s].

Para el cálculo de las profundidades de desgastes lineales parciales pertenecientes a cada intervalo de tiempo se lo realiza utilizando las distancias de deslizamiento de la tabla 4 debido a que se utiliza el mismo modelo, es decir, un inserto de 28,09 [mm] de diámetro interior. Determinadas las distancias de deslizamiento se define la constante empírica de desgaste en este caso del PEEK que posee una constante empírica de desgaste de $1,9 \cdot 10^{-6}$ [mm³/Nm]. A continuación en la siguiente tabla se muestran las



profundidades de desgastes lineales parciales en cada instante de tiempo y la profundidad de desgaste lineal total del nodo con las máximas presiones de contacto de los elementos de la superficie de contacto perteneciente al inserto luego de un ciclo completo de marcha normal:

Intervalo	Tiempo [s]	Distancia [m]	Presión de contacto (CPRESS) [MPa] [N/mm ²]	Constante empírica de desgaste [mm ³ /Nm]	Profundidad de desgaste lineal para cada intervalo de tiempo [mm]
1	0 - 0,05	0,000346	2,85237	1,900E-06	1,873E-09
2	0,05 - 0,1	0,000632	4,09395	1,900E-06	4,916E-09
3	0,1 - 0,15	0,000818	5,00552	1,900E-06	7,778E-09
4	0,15 - 0,2	0,000918	5,02829	1,900E-06	8,767E-09
5	0,2 - 0,25	0,000968	4,87609	1,900E-06	8,965E-09
6	0,25 - 0,3	0,000942	4,54602	1,900E-06	8,140E-09
7	0,3 - 0,35	0,000882	4,48252	1,900E-06	7,514E-09
8	0,35 - 0,4	0,000828	4,37733	1,900E-06	6,890E-09
9	0,4 - 0,45	0,000759	4,4906	1,900E-06	6,479E-09
10	0,45 - 0,5	0,000633	4,48943	1,900E-06	5,400E-09
11	0,5 - 0,55	0,000384	4,40208	1,900E-06	3,208E-09
12	0,55 - 0,6	0,000012	3,88175	1,900E-06	9,187E-11
13	0,6 - 0,65	0,000492	2,91999	1,900E-06	2,732E-09
14	0,65 - 0,7	0,000926	2,25056	1,900E-06	3,960E-09
15	0,7 - 0,75	0,001242	1,76921	1,900E-06	4,175E-09
16	0,75 - 0,8	0,001315	1,35058	1,900E-06	3,374E-09
17	0,8 - 0,85	0,001236	0,969495	1,900E-06	2,277E-09
18	0,85 - 0,9	0,001071	0,826443	1,900E-06	1,681E-09
19	0,9 - 0,95	0,000823	0,780663	1,900E-06	1,220E-09
20	0,95 - 1	0,000565	0,873799	1,900E-06	9,388E-10
21	1 - 1,05	0,000263	1,26199	1,900E-06	6,299E-10
22	1,05 - 1,1	0,000058	1,79477	1,900E-06	1,961E-10
23	1,1 - 1,103	0,000012	1,83151	1,900E-06	4,106E-11
Profundidad de desgaste lineal total luego de un ciclo de marcha normal [mm]:					9,125E-08

Tabla 21 - Profundidad de desgaste lineal total luego de un ciclo de marcha normal y profundidades de desgastes lineales parciales a lo largo de un ciclo de marcha normal, Par de contacto Cerámica-PEEK.

De la tabla 21 se obtiene que el nodo que posee las máximas presiones de contacto a lo largo de todo el ciclo de marcha normal sufre una profundidad de desgaste lineal total de $9,125 \cdot 10^{-8}$ [mm]. Obtenida la profundidad de desgaste lineal total luego de un ciclo hay que obtener el desgaste que se produce luego de un determinado número de ciclos que se mencionaron anteriormente y se detallan a continuación en la siguiente tabla:



Número de ciclos	Profundidad de desgaste lineal [mm]
20000000	1,8249
3000000	0,273735

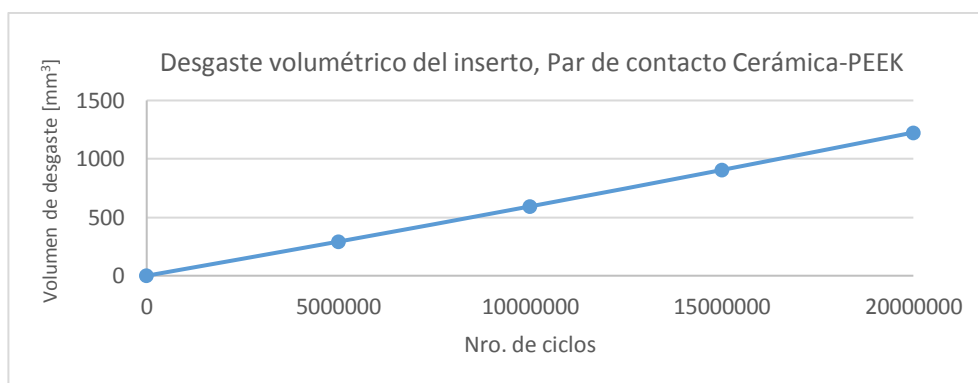
Tabla 22 - Profundidad de desgaste lineal del nodo del inserto con las máximas CPRESS luego de un determinado número de ciclos, Par de contacto Cerámica-PEEK.

De la tabla 22 se determina que la profundidad de desgaste lineal total en el nodo con las máximas presiones de contacto luego de $20 \cdot 10^6$ ciclos es de 1,8249 [mm]. Estos cálculos se los realiza para cada nodo y se puede conocer una profundidad de desgaste lineal promedio que sirve para obtener el desgaste volumétrico y másico aproximado que sufre el inserto, a continuación en la siguiente tabla se presentan los resultados obtenidos:

Volumen de la cavidad del inserto (considerado como sólido):	5806,592367	mm ³
Volumen de la cavidad del inserto desgastada (considerado como sólido):	7032,375547	mm ³
Desgaste volumétrico aproximado:	1225,783181	mm ³
Densidad (Cerámica):	0,00132	gramos/mm ³
Masa:	1,618033799	gramos
Masa:	1618,033799	miligramos

Tabla 23 - Desgaste másico y volumétrico aproximado del inserto, Par de contacto Cerámica-PEEK.

En la siguiente gráfica se muestra como incrementa linealmente el desgaste volumétrico del inserto conforme su vida útil avanza a través de los años si se considera como lo mencionado anteriormente un número de $1 \cdot 10^6$ ciclos por año:



Gráfica 15 - Variación del desgaste volumétrico del inserto luego de un determinado número de ciclos de marcha normal, Par de contacto Cerámica-PEEK.

Para la cálculo del desgaste de la cabeza femoral se inicia con la obtención de las presiones de contacto que existen en los nodos del mallado del modelo de elementos finitos de la superficie de contacto de la cabeza femoral y posteriormente las distancias de deslizamiento (S) que se obtienen de la tabla 8 debido a que la geometría de la



prótesis no cambia y es siempre la misma para cada uno de los casos. Ya que el material de la cabeza femoral es cerámico se ha definido una constante empírica de desgaste de $3,5 \cdot 10^{-8}$ [mm³/Nm]. Definida la constante empírica de desgaste, obtenidas las presiones de contacto y las distancias de deslizamiento de los nodos de la cabeza femoral se obtienen los siguientes resultados de desgaste luego del número de ciclos que exige la norma y ciclos de vida útil de una prótesis de cadera mostrados en la siguiente tabla, considerando que la profundidad de desgaste lineal máxima en un nodo de la superficie de contacto de la cabeza femoral luego de un ciclo completo de marcha normal es de $1,5657 \cdot 10^{-9}$ [mm]:

Número de ciclos	Profundidad de desgaste lineal [mm]
2000000	0,03131
300000	0,00469

Tabla 24 - Profundidad de desgaste lineal del nodo de la cabeza femoral con las máximas CPRESS luego de un determinado número de ciclos, Par de contacto Cerámica-PEEK.

De tabla 24 se determina que la profundidad de desgaste lineal total en el nodo con las máximas presiones de contacto luego de $20 \cdot 10^6$ ciclos es de 0,03131 [mm]. Estos cálculos se los realiza para cada nodo y se puede conocer una profundidad de desgaste lineal promedio que es utilizada para obtener el desgaste volumétrico y másico aproximado que sufre la cabeza femoral, a continuación en la siguiente tabla se presentan los resultados obtenidos:

Volumen de la cabeza femoral sin desgaste (considerado como sólido):	11314,44594	mm ³
Volumen de la cabeza femoral desgastada (considerado como sólido):	11294,45814	mm ³
Desgaste volumétrico aproximado:	19,98780613	mm ³
Densidad (Metal CoCr):	0,00397	gramos/mm ³
Masa:	0,07935159	gramos
Masa:	79,35159034	miligramos

Tabla 25 - Desgaste másico y volumétrico aproximado de la cabeza femoral, Par de contacto Cerámica-PEEK.

4.2 Comparación de resultados

Luego de obtener los resultados de los diferentes pares de contacto se realiza tablas comparativas entre todos los pares de contacto estudiados, en donde se muestran las profundidades de desgastes lineales máximas luego de un ciclo y luego de un determinado números de ciclos de marcha normal, también se muestran los desgastes volumétricos y los desgastes másicos de los diferentes componentes (cabezas femorales e insertos). De las siguientes tablas comparativas se puede determinar el desempeño en función del desgaste de los diferentes materiales cuando son utilizados en la junta principal de una prótesis de cadera, en donde no solo interesa que exista el menor número de partículas de desgaste sino también depende del impacto que



producen estas partículas a la salud del ser humano, pero esto es un estudio no perteneciente a este trabajo. En la siguiente tabla se muestra la profundidad de desgaste lineal de los diferentes pares de contacto estudiados:

Par de contacto	Componente	Material	Profundidad de desgaste lineal máxima en un ciclo [mm]	Profundidad de desgaste lineal $3 \cdot 10^6$ ciclos (ISO 14242-1) [mm]	Profundidad de desgaste lineal luego de $20 \cdot 10^6$ ciclos [mm]
A	Cabeza femoral	Metal	$1,065 \cdot 10^{-10}$	0,000319	0,00213
	Inserto	UHMWPE	$6,101 \cdot 10^{-8}$	0,1830	1,2201
B	Cabeza femoral	Cerámica	$1,678 \cdot 10^{-9}$	0,00503	0,03356
	Inserto	Cerámica	$1,714 \cdot 10^{-9}$	0,00514	0,03427
C	Cabeza femoral	Cerámica	$1,679 \cdot 10^{-9}$	0,00503	0,03357
	Inserto	Metal	$9,793 \cdot 10^{-11}$	0,000293	0,00195
D	Cabeza femoral	Cerámica	$1,565 \cdot 10^{-9}$	0,00469	0,03131
	Inserto	PEEK	$9,125 \cdot 10^{-8}$	0,27373	1,82490

Tabla 26 - Comparación de profundidades de desgastes lineales de los diferentes pares de contacto.

En la anterior tabla se puede observar que la menor profundidad de desgaste lineal es de $9,793 \cdot 10^{-11}$ en el inserto metálico del par de contacto Cerámica-Metal. A continuación en la siguiente tabla se muestran los desgastes volumétricos y másicos de los diferentes pares de contacto:

Par de contacto	Componente	Material	Desgaste volumétrico luego de $20 \cdot 10^6$ ciclos [mm ³]	Desgaste másico luego de $20 \cdot 10^6$ ciclos [mg]
A	Cabeza femoral	Metal	1,09	9,26
	Inserto	UHMWPE	657,83	605,20
B	Cabeza femoral	Cerámica	19,28	76,55
	Inserto	Cerámica	20,88	82,91
C	Cabeza femoral	Cerámica	19,28	76,54
	Inserto	Metal	1,19	10,13
D	Cabeza femoral	Cerámica	19,98	79,35
	Inserto	PEEK	1225,78	1618,03

Tabla 27 - Comparación desgastes volumétricos y másicos de los diferentes pares de contacto.



En la tabla 27 se puede observar que el menor desgaste volumétrico es 1,09 [mm³] y se produce en la cabeza femoral metálica del par de contacto Metal-UHMWPE, mientras que el mayor desgaste volumétrico es de 1225,78 [mm³] y se produce en el inserto compuesto de PEEK del par de contacto Cerámica-PEEK, mientras que el menor y mayor desgaste másico se produce de la misma forma, es decir, que el menor desgaste másico que es 9,26 [mg] y se produce en la cabeza femoral metálica del par de contacto Metal-UHMWPE y el mayor desgaste másico es de 1618,03 [mg] y se produce en el inserto compuesto de PEEK del par de contacto Cerámica-PEEK.

5. Conclusiones

Cumpliendo con los objetivos planteados de este trabajo, se ha iniciado encontrando los diferentes parámetros y variables que se debe considerar en el proceso de funcionamiento de una prótesis de cadera para poder adaptarlo al modelo de elementos finitos y así poder analizar y estudiar el desgaste de sus componentes en este caso la cabeza femoral y el inserto.

Para continuar con los objetivos planteados y ya con el modelo de elementos finitos definido completamente para iniciar con las simulaciones, se han determinado los diferentes pares de contacto y los materiales que los conforman de acuerdo a las diferentes fuentes bibliográficas consultadas en donde se detallan las características mecánicas de los materiales, una vez realizado esto se ha procedido a las simulaciones, obtenidos los resultados de las simulaciones mediante el software se aplicó modelos de cálculos matemáticos para encontrar la profundidad de desgaste lineal de cada componente. El primer caso un par de contacto Metal-UHMWPE que se lo validó comparándolo con los resultados extraídos de una investigación consultada llegando a tener resultados muy similares.

Validado el modelo y debido a la utilización de la misma geometría y el mismo modelo de elementos finitos para cada par de contacto a excepción de las características mecánicas de sus materiales, se procedió a la simulación de los diferentes casos restantes.

Finalizadas las simulaciones se ha podido realizar una comparación entre los diferentes pares de contacto estudiados, en donde se pudo determinar que el par de contacto que produce menor cantidad de partículas de desgaste es el par Cerámica-Metal aunque es un par de contacto nuevo y no existen suficientes estudios sobre este, puede ser un par de contacto que inicie su auge en la actualidad debido a la eliminación del mercado de prótesis que poseen pares de contacto Metal-Metal el cual lleva consigo un mínimo de partículas de desgaste pero una serie de complicaciones para el ser humano. Se ha determinado que los pares de contacto que mayor desgaste sufren son los que poseen componentes formados de UHMWPE o PEEK corroborándolo con las diferentes fuentes bibliográficas, estos componentes protésicos debido a su alto desgaste pueden provocar enfermedades pero su fabricación es menos costosa que un componente metálico y sobretodo que los cerámicos por lo cual se siguen utilizando.



Este trabajo también se enfocó en el desgaste que sufren las cabezas femorales que en las fuentes consultadas no se los ha realizado, pero partiendo de los datos obtenidos luego de las simulaciones y por medio de la aplicación de los mismos principios de cálculo con los que se obtuvo el desgaste del inserto ha sido posible calcularlo.

6. Trabajos futuros

Este proyecto ha optado por la realización de una simulación de elementos finitos por cada caso o par de contacto debido a los medios disponibles y a la complejidad del cálculo computacional, pero para tener resultados más cercanos a los reales se debería realizar una simulación de elementos finitos para cada intervalo de tiempo, en donde conocida la profundidad de desgaste lineal que generó ese intervalo se debe realizar una modificación de la geometría, es decir, crear una nueva superficie de contacto e iniciar un nuevo proceso de simulación.

Como líneas futuras de investigación se plantea el estudio tribológico de los diferentes materiales que se utilizan en los modelos de prótesis de cadera utilizados en los diferentes trabajos de investigación de la Universidad de Zaragoza.

Por último se debería realizar un estudio de cómo influye la geometría de los componentes de la prótesis de cadera en el desgaste que se produce en la junta principal.

Bibliografía

- [1] G. Bergmann, G. Deuretzbacher, M. Heller, F. Graichen, A. Rohlmann, J. Strauss y G. N. Duda, «Hip contact forces and gait patterns from routine activities.,» *Journal of Biomechanics*, vol. 34, 2001.
- [2] A. D. D. Martínez, «Patología degenerativa de la cadera. Artroplastia de Cadera,» de *Cirugía Ortopédica y Traumatología*, Madrid, Editorial Médica Panamericana, 2015, p. 900.
- [3] L. Kang , A. Galvin, Z. Jin y J. Fisher, «A simple fully integrated contact-coupled wear prediction for ultra-high molecular weight polyethylene hip implants.,» 2006.
- [4] V. Pakhaliuk, A. Polyakov, M. Kalinin y V. Kramar, «Improving the Finite Element Simulation of Wear of Total Hip Prosthesis Spherical Joint with the Polymeric Component,» *ELSEVIER*, 2014.
- [5] J. Ronda y P. Woinarowski, «Analysis of wear of polyethylene hip joint cup related to its positioning in patient´s body,» *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 2013.
- [6] J. M. Artiga, Simulación por elementos finitos del ciclo de marcha de la cadera humana sana como después de la implantación protésica., Zaragoza, 2016.
- [7] M. Ridao López, P. Angulo Pueyo, N. Martínez Lizaga, M. Seral Rodríguez y E. Bernal Delgado , «VPM Atlas de Variaciones en la Práctica Médica en el Sistema Nacional de Salud,» Junio 2014. [En línea]. Available: http://www.atlasvpm.org/documents/10157/41319/ficha_AtlasVPM_cadera.pdf.
- [8] International Organization for Standardization, «ISO 14242-1 Implants for surgery -- Wear of total hip-joint prostheses -- Part 1: Loading and displacement parameters for wear-testing machines and corresponding environmental conditions for test,» 2014. [En línea]. Available: <https://www.iso.org/standard/63073.html>.
- [9] C. Comerás Vélez, Diseño de un mecanismo para realizar ensayos de desgaste en prótesis de cadera, 2015.
- [10] G. K. Sfantos y M. H. Aliabadi, «Total hip arthroplasty wear simulation using the boundary element method,» *Journal of Biomechanics*, 2005.