



Universidad
Zaragoza

Trabajo Fin de Máster

Simulación por elementos finitos del ciclo de marcha de la cadera humana tanto sana como después de implantación protésica.

Finite element simulation of the gait cycle in a healthy human hip and also after hip arthroplasty.

Autor/es

Jorge Moreno Artiga

Director/es

José Cegoñino Banzo

Escuela de ingeniería y arquitectura, Universidad de Zaragoza

Septiembre de 2016

Simulación por elementos finitos del ciclo de marcha de la cadera humana tanto sana como después de implantación protésica.

RESUMEN

La realización del presente trabajo fin de máster se ha realizado en el ámbito de un proyecto nacional INNPACTO denominado HIP-BRID "Desarrollo de una solución innovadora para la sustitución total de cadera, basada en un sistema híbrido de materiales avanzados". Concretamente este trabajo se basa en el estudio dinámico de la articulación de la cadera humana mediante el uso de elementos finitos. Se han desarrollado varios modelos computacionales que simulan tanto la articulación de cadera sana como después de implantación protésica, mediante el programa comercial de elementos finitos Abaqus. Estos modelos computacionales permiten la simulación dinámica del ciclo de marcha, así como de otras actividades realizadas por el ser humano en el día a día.

El proyecto se puede dividir en tres fases de trabajo claramente diferenciadas:

- Fase 1. Creación del modelo de cadera sana.
- Fase 2. Creación del modelo de cadera después de implantación protésica.
- Fase 3. Análisis de los resultados obtenidos para ambos modelos.

La realización del modelo de cadera sana, se ha construido el cartílago articular mediante el programa comercial de modelado 3D Rhinoceros. Dicho cartílago articular en conjunto con las geometrías óseas del fémur y la pelvis y los ligamentos isquiofemoral e iliofemoral componen el modelo de cadera sana. En este modelo se ha estudiado la presión y área de contacto que se produce a lo largo del ciclo de marcha y del resto de ciclos de carga correspondientes con las actividades de estudio. Con los resultados obtenidos, el modelo de cadera sana podría ser validado debido a la similitud de los resultados obtenidos en comparación con los consultados en la literatura referente.

Los dos modelos de cadera operada han sido construidos con la geometría de unas prótesis comerciales proporcionadas por una empresa participante en el consorcio del proyecto. En dichos modelos se ha estudiado las presiones de contacto entre el inserto y la cabeza femoral de la prótesis, las tensiones presentes en el vástago y los valores de tensiones que transmiten los diferentes modelos de vástago al tejido óseo del fémur.



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. Jorge Moreno Artiga,

con nº de DNI 73008148F 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)

Master _____, (Título del Trabajo)

Simulación por elementos finitos del ciclo de marcha de la cadera humana
tanto sana como después de implantación protésica.

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

Zaragoza, a 23 de septiembre de 2016

Fdo: Jorge Moreno



ÍNDICE

1.	Introducción.....	5
1.1.	Estado del arte.....	5
1.2.	Motivación.....	7
1.3.	Metodología.....	8
2.	Biomecánica de la cadera.....	10
2.1.	Anatomía.....	10
2.2.	Cinesiología de la marcha humana normal.....	13
2.3.	Patología.....	16
2.4.	Técnicas quirúrgicas.....	17
3.	Materiales y métodos.....	19
3.1.	Diferentes casos de estudio.....	19
3.2.	Modelo de articulación sana.....	27
3.3.	Modelos de articulación operada.....	31
4.	Resultados y análisis.....	35
4.1.	Validación del modelo de cadera sana.....	35
4.2.	Modelo de cadera operada.....	41
5.	Conclusiones.....	53
6.	Trabajos futuros.....	54
7.	Bibliografía.....	55



Índice de ilustraciones:

<i>Ilustración 1 - Inicio y final del modelo de cadera sana.....</i>	<i>8</i>
<i>Ilustración 2 – Resultados obtenidos en la fase 3 del proyecto.</i>	<i>9</i>
<i>Ilustración 3 – Anatomía de la articulación de la cadera.....</i>	<i>11</i>
<i>Ilustración 4 - Ligamentos extracapsulares e intracapsular de la articulación de la cadera.....</i>	<i>12</i>
<i>Ilustración 5 - Fases del ciclo de marcha.....</i>	<i>14</i>
<i>Ilustración 6 - Prótesis de recubrimiento hemiesférico.....</i>	<i>17</i>
<i>Ilustración 7 - Prótesis de reemplazo total de cadera.</i>	<i>18</i>
<i>Ilustración 8 - Principales movimientos de la articulación de la cadera.</i>	<i>20</i>
<i>Ilustración 9 - Representación del movimiento del fémur.....</i>	<i>20</i>
<i>Ilustración 10 - Sistema de coordenadas referente al fémur.....</i>	<i>20</i>
<i>Ilustración 11 - Geometría 3D del cartílago acetabular y femoral.....</i>	<i>27</i>
<i>Ilustración 12 - Mallado cartílago femoral y cartílago acetabular (vista superior e inferior)</i>	<i>28</i>
<i>Ilustración 13 - Mallado fémur y pelvis.</i>	<i>29</i>
<i>Ilustración 14 - Ligamento iliofemoral (izq.) y ligamento isquiofemoral (der.).....</i>	<i>30</i>
<i>Ilustración 15 - Componente acetabular. Cúpula, inserto y cabeza femoral.....</i>	<i>31</i>
<i>Ilustración 16 - Geometría de los vástagos femorales utilizados en el estudio.....</i>	<i>32</i>
<i>Ilustración 17 – Representación de las diferente partes óseas del fémur: cortical (gris), esponjoso (azul oscuro) y medula (azul claro).....</i>	<i>33</i>
<i>Ilustración 18 – Disposición y mallado de las partes del implante protésico.....</i>	<i>33</i>
<i>Ilustración 19 – Superficie de carga situada en la base del fémur.....</i>	<i>34</i>
<i>Ilustración 20 - Distribución de presiones sobre la superficie interna del cartílago acetabular en contacto con el cartílago femoral.....</i>	<i>36</i>
<i>Ilustración 21 – Distribución de la presión máxima de contacto en el cartílago acetabular en cada ciclo de carga.</i>	<i>40</i>
<i>Ilustración 22 - Distribución de presiones sobre la superficie interna del inserto en contacto con la cabeza femoral.</i>	<i>42</i>
<i>Ilustración 23 – Presión máxima de contacto en el inserto mostrando la geometría completa.....</i>	<i>42</i>
<i>Ilustración 24 - Distribución de la presión máxima de contacto en el inserto en cada ciclo de carga.</i>	<i>46</i>
<i>Ilustración 25 – Distribución de las tensiones máximas en el vástago CVM durante el ciclo de marcha normal.....</i>	<i>47</i>
<i>Ilustración 26 – Distribución de las tensiones máximas en el vástago PROSIC durante el ciclo de marcha normal.....</i>	<i>47</i>
<i>Ilustración 27 – Distribución de tensiones en el fémur del modelo CVM durante el ciclo de marcha normal.....</i>	<i>49</i>
<i>Ilustración 28 - Distribución de tensiones en el fémur del modelo PROSIC durante el ciclo de marcha normal.....</i>	<i>49</i>
<i>Ilustración 29 – Comparación y distribución de tensiones en el fémur para ambos modelos (Sección 1).....</i>	<i>50</i>
<i>Ilustración 30 - Comparación y distribución de tensiones en el fémur para ambos modelos (Sección 2).....</i>	<i>50</i>
<i>Ilustración 31 - Comparación y distribución de tensiones en el fémur para ambos modelos (Sección 3).....</i>	<i>51</i>
<i>Ilustración 32 - Comparación y distribución de tensiones en el fémur para ambos modelos (Sección 4).....</i>	<i>51</i>



Índice de gráficas:

Gráfica 1 – Fuerzas de contacto en la cadera durante la marcha normal.....	21
Gráfica 2 – Desplazamiento del fémur durante la marcha normal.....	21
Gráfica 3 – Fuerzas de contacto en la cadera durante la marcha lenta.....	21
Gráfica 4 – Desplazamiento del fémur durante la marcha lenta.....	22
Gráfica 5 – Fuerzas de contacto en la cadera durante la marcha rápida.....	22
Gráfica 6 – Desplazamiento del fémur durante la marcha rápida.....	22
Gráfica 7 – Fuerzas de contacto en la cadera al subir escaleras.....	23
Gráfica 8 – Desplazamiento del fémur al subir escaleras.....	23
Gráfica 9 – Fuerzas de contacto en la cadera al bajar escaleras.....	23
Gráfica 10 – Desplazamiento del fémur al bajar escaleras.....	24
Gráfica 11 – Fuerzas de contacto en la cadera al levantarse de una silla.....	24
Gráfica 12 – Desplazamiento del fémur al levantarse de una silla.....	24
Gráfica 13 – Fuerzas de contacto en la cadera al sentarse en una silla.....	25
Gráfica 14 – Desplazamiento del fémur al sentarse en una silla.....	25
Gráfica 15 – Fuerzas de contacto en la cadera al estar de pie sobre una única pierna.....	25
Gráfica 16 – Desplazamiento del fémur al estar de pie sobre una única pierna.....	26
Gráfica 17 – Fuerzas de contacto en la cadera al agacharse flexionando las rodillas.....	26
Gráfica 18 – Desplazamiento del fémur al agacharse flexionando las rodillas.....	26
Gráfica 19 – Presiones y área de contacto en el ciclo de marcha normal (modelo articulación sana).....	36
Gráfica 20 – Presiones y área de contacto en el ciclo de marcha lento (modelo articulación sana).....	37
Gráfica 21 – Presiones y área de contacto en el ciclo de marcha rápido (modelo articulación sana).....	37
Gráfica 22 – Presiones y área de contacto al subir escaleras (modelo articulación sana).....	38
Gráfica 23 – Presiones y área de contacto al bajar escaleras (modelo articulación sana).....	38
Gráfica 24 – Presiones y área de contacto al levantarse de una silla (modelo articulación sana).....	38
Gráfica 25 – Presiones y área de contacto al sentarse en una silla (modelo articulación sana).....	39
Gráfica 26 – Presiones y área de contacto al estar de pie sobre una única pierna (modelo articulación sana).....	39
Gráfica 27 – Presiones y área de contacto al agacharse flexionando las rodillas (modelo articulación sana).....	39
Gráfica 28 – Presiones y área de contacto en el ciclo de marcha normal (modelo articulación operada).....	41
Gráfica 29 – Presiones y área de contacto en el ciclo de marcha lento (modelo articulación operada).....	43
Gráfica 30 – Presiones y área de contacto en el ciclo de marcha rápido (modelo articulación operada).....	43
Gráfica 31 – Presiones y área de contacto al subir escaleras (modelo articulación operada).....	43
Gráfica 32 – Presiones y área de contacto al bajar escaleras (modelo articulación operada).....	44
Gráfica 33 – Presiones y área de contacto al levantarse de una silla (modelo articulación operada).....	44
Gráfica 34 – Presiones y área de contacto al sentarse en una silla (modelo articulación operada).....	44
Gráfica 35 – Presiones y área de contacto al estar de pie sobre una única pierna (modelo articulación operada).....	45
Gráfica 36 – Presiones y área de contacto al agacharse flexionando las rodillas (modelo articulación operada).....	45



Índice de tablas:

<i>Tabla 1 – Propiedades mecánicas del ligamento isquiofemoral y iliofemoral.....</i>	<i>30</i>
<i>Tabla 2 – Propiedades mecánicas de los materiales utilizados en el implante protésico.</i>	<i>32</i>
<i>Tabla 3 - Propiedades mecánicas de las distintas partes óseas del fémur.</i>	<i>33</i>
<i>Tabla 4 – Presión máxima de contacto en el cartílago acetabular para los diferentes ciclos de carga.....</i>	<i>40</i>
<i>Tabla 5 - Presión máxima de contacto en el inserto acetabular para los diferentes ciclos de carga.....</i>	<i>46</i>
<i>Tabla 6 – Tensiones máximas en el vástago CVM para los diferentes casos de carga.</i>	<i>48</i>
<i>Tabla 7 – Tensiones máximas y mínimas principales en el fémur del modelo CVM para los diferentes casos de carga.</i>	<i>52</i>



1. Introducción

La cadera ha sido una de las articulaciones más estudiada a lo largo de la evolución de las técnicas computacionales y los métodos numéricos. Sin embargo, todavía no se ha desarrollado una solución quirúrgica lo suficientemente óptima. Es por esto por lo que muchos investigadores siguen centrando sus trabajos en el estudio *in vitro* e *in silico* de la biomecánica de la cadera sana, así como de sus procesos patológicos y su comportamiento tras la intervención quirúrgica.

A lo largo de este apartado se pretende dar una visión global de las investigaciones más recientes realizadas en este campo. Además, se aporta una visión de los objetivos que motivan el trabajo así como la metodología seguida para su realización.

1.1. Estado del arte

Dada la alta incidencia de problemas en la cadera: dolores crónicos, enfermedades degenerativas como la artritis y fracturas de fémur, esta articulación ha sido ampliamente estudiada tanto de forma clínica y experimental como de forma numérica. En el ámbito computacional el estudio del movimiento humano ha sido estudiado fundamentalmente desde dos puntos de vista. Uno de ellos puramente dinámico, que analiza los giros, velocidades y aceleraciones de cada segmento corporal mediante dinámica inversa. El otro, estudia la relación tensión-deformación de un conjunto de segmentos a través del método de los elementos finitos (FEM).

Ambos análisis son complementarios; los estudios dinámicos permiten calcular las reacciones en las articulaciones, así como las fuerzas musculares que actúan en cada momento [1] [2], estos datos sirven de parámetros de entrada para la simulación por FE [3].

Una de las variables más estudiadas en los modelos de FE es la presión de contacto en los cartílagos articulares bajo cargas fisiológicas con el objetivo de encontrar las causas de los procesos degenerativos. Estos modelos suelen contemplar materiales bifásicos y, mientras que al principio las geometrías se idealizaban, en los últimos años se han realizado estudios con geometrías reales [4] [5] [6] [3]. Todos ellos validan sus resultados mediante comparación con medidas experimentales [6] [7] [8] [9] [10], sin embargo, con la simulación computacional es posible medir parámetros que son muy difíciles y muy costosos de captar de forma experimental.



Tras el estudio de la biomecánica de la cadera sana muchos autores han dedicado su trabajo al estudio de la biomecánica de la cadera tras ser intervenida quirúrgicamente. [11]. Estas simulaciones han ayudado a mejorar el diseño y la fabricación de las prótesis actuales. Aún así, desde el punto de vista de la ingeniería los implantes de cadera no son completamente exitosos [12] puesto que su vida útil ronda los 15 años y en muchas ocasiones la esperanza de vida de los pacientes que requieren este tipo de intervenciones supera los 20 o 25 años.

Este periodo de vida útil viene determinado fundamentalmente por dos causas: el aflojamiento de la prótesis y el desgaste entre las superficies de contacto.

El fallo por aflojamiento de la prótesis es debido a la distribución de cargas entre el implante y el hueso. Las partes de la prótesis que se fijan a la pelvis y al fémur para cumplir la labor de transmisión de cargas suelen ser de un material metálico (Ti o CoCr) con un módulo elástico mucho mayor al del hueso. Esta diferencia de rigidez entre los dos materiales provoca un apantallamiento mecánico que deja libre de tensiones a distintas zonas del hueso. Al quedar descargado, el hueso se reabsorbe perdiendo densidad y provocando un aflojamiento de la prótesis. Para mejorar este comportamiento es necesario un estudio de transmisión de cargas. Se han desarrollado numerosos modelos de elementos finitos para estudiar la interacción vástago fémur. Stolk et al. [13] estudió la distribución de cargas tras el implante de un vástago cementado considerando dos situaciones, con el vástago unido o suelto. Un modelo más realista es el utilizado por Dopico-González y colaboradores [14] para estudiar la influencia de las características femorales y la geometría de las prótesis en la interacción implante-hueso. El cambio de densidad ósea también ha sido objeto de estudio por medio de métodos de elementos finitos [15]. Sin embargo, todos estos estudios se realizan con cargas cuasi-estáticas y muy pocos son los autores que introducen cargas dinámicas [16]. Además, casi todos los estudios revisados hasta el momento estudian por separado la componente femoral y la componente acetabular. Recientemente Gabarre et al. [17] han desarrollado un modelo completo de cadera que incluye la interacción entre componentes y segmentos óseos.

Por otro lado el fallo por desgaste en las superficies se ha estudiado más ampliamente desde el punto de vista experimental, aunque recientemente se han publicado trabajos computacionales que ayudan a transferir el trabajo del laboratorio a condiciones a largo plazo. Sin embargo, estos trabajos presentan un gran número de simplificaciones que hacen sus resultados poco realistas.

El aspecto biotribológico es muy importante puesto que las partículas de Debris derivadas del desgaste de materiales como el polietileno pueden causar reacciones adversas en los tejidos. Por eso, la interacción entre superficies se ha estudiado desde el punto de vista de la lubricación y del desgaste [12] aunque ningún modelo ha aunado los dos fenómenos.



1.2. Motivación

La realización del presente trabajo se ha realizado en el ámbito de un proyecto nacional INNFACTO denominado HIP-BRID "Desarrollo de una solución innovadora para la sustitución total de cadera, basada en un sistema híbrido de materiales avanzados", cuyo objetivo principal es el de desarrollar nuevos materiales poniendo especial atención en las uniones entre los mismos con la finalidad de mejorar su comportamiento biotribológico.

Para la consecución de este objetivo se pretende diseñar y prototipar una nueva prótesis de cadera hibridando materiales usados actualmente, como metales y cerámicas, con otros que no se usan en este tipo de prótesis pero que han demostrado su biocompatibilidad en otros implantes, como el PEEK o los hidrogeles.

En contribución a este proyecto el presente trabajo plantea la realización de una simulación computacional de cadera que permita ayudar en el diseño de las prótesis y evaluar su funcionamiento a corto y largo plazo.

Se llevará a cabo la creación de varios modelos esqueléticos cadera-fémur basados en elementos finitos, que permitan la simulación completa del ciclo de marcha humano como otras actividades diarias en la vida de los pacientes. Con estos modelos se pretende realizar el cálculo y posterior análisis de los resultados obtenidos tanto en la articulación de cadera sana así como después de implantación protésica, además de la comparación entre ambos.



1.3. Metodología

El trabajo realizado en el presente proyecto se ha dividido en dos fases principales, en las cuales se han realizado las siguientes tareas:

Fase 1: Construcción y validación de un modelo FE de cadera sana.

- **Creación de la geometría.** Modelado del cartílago articular situado en el acetábulo de la cadera mediante el software comercial de modelado 3D Rhinoceros. Dicho cartílago ha sido modelado en concordancia con la bibliografía consultada y tomando como patrón la geometría previamente disponible tanto de la pelvis como del fémur de un paciente específico.
- **Mallado de la geometría.** Utilizando el software comercial de elementos finitos Abaqus se realizara el mallado de las diferentes estructuras óseas y del cartílago articular.
- **Parámetros funcionales de cálculo.** Como pre-procesado previo al cálculo se realiza la determinación de los diferentes parámetros funcionales que definen el modelo de cálculo: materiales de las diferentes geometrías, condiciones de contorno y cargas aplicadas así como diversos parámetros adicionales del cálculo.
- **Validación del modelo sano.** Tras el cálculo de diferentes simulaciones se procede al análisis de resultados y la comparación con datos extraídos de la literatura referente.



Ilustración 1 - Inicio y final del modelo de cadera sana.

Fase 2: Construcción de los modelos FE de cadera operada. Se realizarán cada una de las siguientes tareas para las dos prótesis de estudio: vástago cementado y vástago sin cementar.

- **Mallado de la geometría.** Utilizando el software comercial de elementos finitos Abaqus se realizará el mallado de las diferentes estructuras óseas así como de las diferentes piezas que componen la estructura de la prótesis.
- **Parámetros funcionales de cálculo.** De igual manera que anteriormente en la fase de cadera sana, se realiza la determinación de los diferentes parámetros funcionales que definen el modelo de cálculo: materiales de las diferentes geometrías, condiciones de contorno y cargas aplicadas, interacción en los múltiples pares de contacto así como diversos parámetros adicionales del cálculo.

Fase 3: Análisis y comparación de los diversos resultados obtenidos en los diferentes modelos de cálculo, así como para los diferentes ciclo de carga en cada modelo.

- **Modelo de articulación sana.** Análisis de la presión y área de contacto en el cartílago acetabular para cada instante de tiempo a lo largo del ciclo de carga.
- **Modelo de articulación operada.** Análisis de la presión y área de contacto en el inserto para cada instante de tiempo a lo largo del ciclo de carga. Estudio de las tensiones máximas presentes en el vástago y en el tejido cortical del fémur.

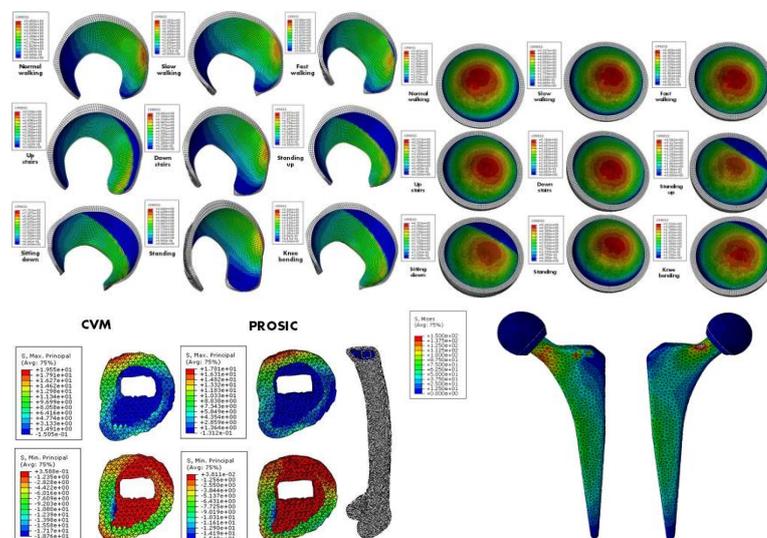


Ilustración 2 – Resultados obtenidos en la fase 3 del proyecto.



2. Biomecánica de la cadera

El conocimiento acerca de las fuerzas de contacto, cargas y deformaciones que se originan en la articulación de la cadera es importante por una variedad de razones: entender la función de la articulación sana y sus enfermedades degenerativas, mejorar el diseño de los tratamientos de rehabilitación y evaluar sus efectos, optimizar el rendimiento de las implantaciones protésicas, obtener información sobre las diversas enfermedades patogénicas.

A lo largo de este capítulo se pretende repasar la anatomía y fisiología básica de la articulación de la cadera así como la cinesiología de la marcha humana. También se recogerán algunas de las patologías que sufre y las técnicas quirúrgicas empleadas en su tratamiento.

2.1. Anatomía

En el cuerpo humano existen un total de 360 articulaciones que se dividen en varios bloques. Éstas pueden ser articulaciones de tipo bisagra, las articulaciones en pivote, las articulaciones deslizantes o por último, las articulaciones móviles. En este último grupo, el de las articulaciones móviles, podemos incluir el hombro y la cadera, en concreto son articulaciones móviles del tipo de esfera y cavidad, las cuales permiten llevar a cabo movimientos libres.

La cadera es una de las articulaciones del cuerpo humano con mayor rango de movimiento sólo superada por el hombro. El conjunto de músculos que actúan sobre ella permiten giros en los tres grados de libertad. El movimiento de flexión-extensión tiene un rango aproximado 160° mientras que en aducción-abducción y en rotación lateral-medial sobre su propio eje el rango de movimiento varía entre 80 y 100° en función de si la pierna se encuentra flexionada o extendida.

Esta anatomía articular propia de la cadera, permite a los huesos moverse sin provocar fricción o malestar en el individuo, llevando a cabo todo tipo de movimientos, hacia atrás, hacia adelante, hacia los lados y los movimientos giratorios.

Respecto a la anatomía propia de la cadera, que es la que nos concierne en este trabajo, la bola de la articulación la forma la cabeza del fémur, mientras que el acetábulo o cavidad lo conforma el hueco en forma de copa de la pelvis, también llamado zócalo. El contacto óseo que se produce en la articulación de la cadera es mayor que en cualquier otra articulación del cuerpo humano, además de tener una mayor estabilidad que otras articulaciones como es la del hombro.

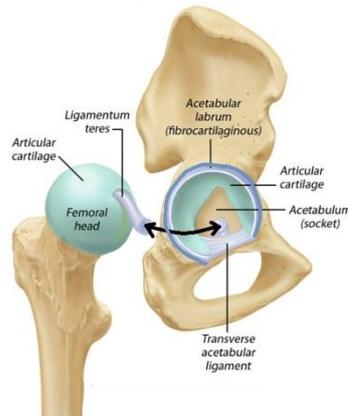


Ilustración 3 – Anatomía de la articulación de la cadera.

Los elementos que conforman la anatomía de la articulación de la cadera son los siguientes:

- **Cartílago.** Es el tejido que recubre la superficie de los huesos de la articulación (bola del fémur y acetábulo de la pelvis). Su función es la de suavizar la fricción durante el movimiento. Su desgaste es una de las principales razones para la operación de prótesis de cadera.
- **Membrana sinovial.** Es un elemento común en la gran mayoría de las articulaciones. Se trata de una membrana que rodea todos los huesos de la articulación encerrándola en lo que denominaríamos “cápsula articular”. La función de la parte interior de la membrana es la de secretar líquido sinovial para colaborar en la lubricación de la cadera.
- **Cápsula articular.** La función principal de esta parte de la cadera es la de aportar estabilidad y solidez a la articulación. Recubre desde la parte anterior de la cabeza femoral hasta la totalidad de la cavidad del acetábulo de la pelvis.



- **Tendón.** La función de los tendones es la de conectar los huesos con los músculos para permitir un control en el movimiento de la articulación, impidiendo que la cadera "baile".
- **Bursa.** Se trata de una especie de bolsa situada entre huesos, ligamentos y demás estructuras de la articulación. Su función es la de amortiguar los "golpes" a la que la articulación se somete durante el movimiento.
- **Fémur.** Es el hueso del muslo de la pierna. Su parte superior, la cabeza femoral, es la parte que va encajada en el interior de la cavidad acetabular de la pelvis.
- **Acetábulo.** Es la cavidad de la pelvis donde se sostiene la cabeza del fémur.
- **Ligamentos.** Los ligamentos son bandas elásticas de tejido fibroso que aportan estabilidad a la articulación. En el caso de la cadera, ésta cuenta con 4 ligamentos principales que unen la pelvis con el fémur. Tres de ellos exteriores que refuerzan la cápsula articular restringiendo el rango de movimiento y uno interior que une la cabeza del fémur con el acetábulo, como muestra la Ilustración 4, y que es el encargado de prevenir dislocaciones de cadera.

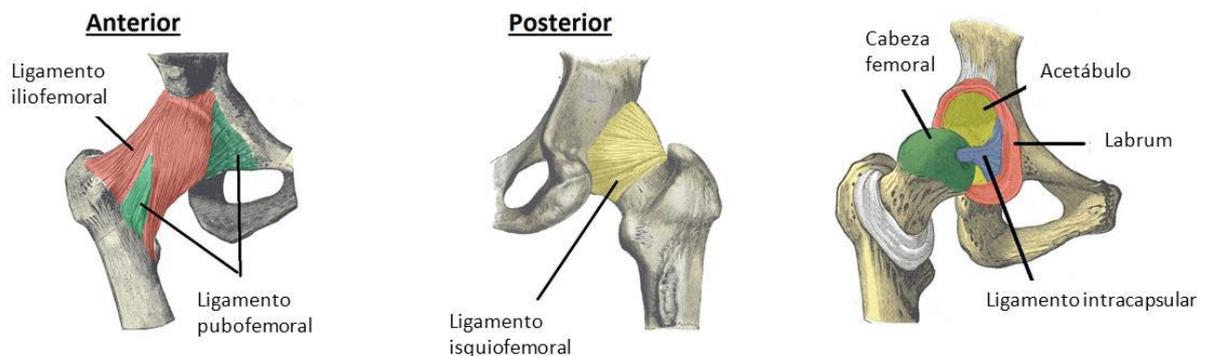


Ilustración 4 - Ligamentos extracapsulares e intracapsular de la articulación de la cadera

Cuando el desgaste de los elementos blandos de la articulación se vuelve muy acentuado, se produce un fenómeno denominado artrosis, el cuál deriva en un rozamiento excesivo entre los huesos de la articulación y causando en definitiva dolor, molestias e incluso deformación. Es en estos casos en los que la operación de prótesis de cadera es necesaria.



2.2. Cinesiología de la marcha humana normal

La marcha humana es un modo de locomoción bípeda con actividad alternada de los miembros inferiores, que se caracteriza por una sucesión de doble apoyo y de apoyo unipodal, es decir que durante la marcha el apoyo no deja nunca el suelo, mientras que en la carrera, como en el salto, existen fases aéreas, en las que el cuerpo queda suspendido durante un instante. También se puede definir como un desequilibrio permanente hacia delante.

Desde una óptica dinámica, la marcha es una sucesión de impulsos y frenados, en los que el motor o el impulso se sitúa a nivel del miembro inferior posterior y el frenado en el anterior.

Más que el desarrollo de un reflejo innato, la marcha es una actividad aprendida. Durante los primeros años de su infancia el niño experimenta con su sistema neuromuscular y esquelético, hasta llegar a integrar esta actividad a nivel involuntario. Hasta los 7 u 8 años no se alcanza la marcha característica que una persona muestra en la edad adulta. Aunque algunas variables dependientes del crecimiento, como la longitud del paso, continúan evolucionando hasta alcanzar los valores típicos del adulto alrededor de los 15 años. Pese al carácter individual de este proceso, las semejanzas entre sujetos distintos son tales que puede hablarse de un patrón característico de marcha humana normal, patrón que varía con diferentes circunstancias como el tipo de terreno, la velocidad, la pendiente,... y sobre todo bajo determinadas condiciones patológicas. Nos centraremos en este tema en la marcha humana normal, sobre suelo llano, en línea recta y a velocidad espontáneamente adoptada.

Para su mejor descripción conviene dividir la marcha en fases, ya que su análisis cinemático comienza por la inspección visual de cada región anatómica, en cada una de las fases del ciclo de la marcha, mientras el individuo camina. Por ello, definiremos el ciclo de marcha y sus fases.

El ciclo de marcha es la secuencia de acontecimientos que tienen lugar desde el contacto de un talón con el suelo, hasta el siguiente contacto del mismo talón con el suelo. Durante un ciclo de marcha completo, cada miembro inferior considerado pasa por dos fases:

- **Fase de apoyo:** en la cual el pie de referencia está en contacto con el suelo.
- **Fase de oscilación:** en la que el pie de referencia está suspendido en el aire.

La fase de apoyo constituye alrededor del 60% del ciclo y la fase de oscilación representa el 40% restante. Las fases del ciclo de marcha, para facilitar su estudio suelen dividirse, todavía, en componentes más pequeños o subfases, según la siguiente secuencia: El ciclo se inicia con el impacto de talón en el suelo; al 15% el antepié también contacta con el suelo, por lo que esta subfase se denomina "pie plano sobre el suelo" o media; al 40% del ciclo, el talón comienza a elevarse del suelo (subfase de despegue de talón o final), al 50%, despega el antepié, que culmina al 60% del ciclo con el despegue de los dedos, lo que indica también el comienzo de la fase de oscilación. La atribución de percentiles en esta fase es algo imprecisa, pero en la primera parte, se realiza el avance del miembro oscilante hasta alcanzar el miembro contralateral, y la extensión de rodilla completa el avance del miembro inferior. Al cumplirse el 100% del ciclo, se produce de nuevo el impacto de talón, con el mismo pie.

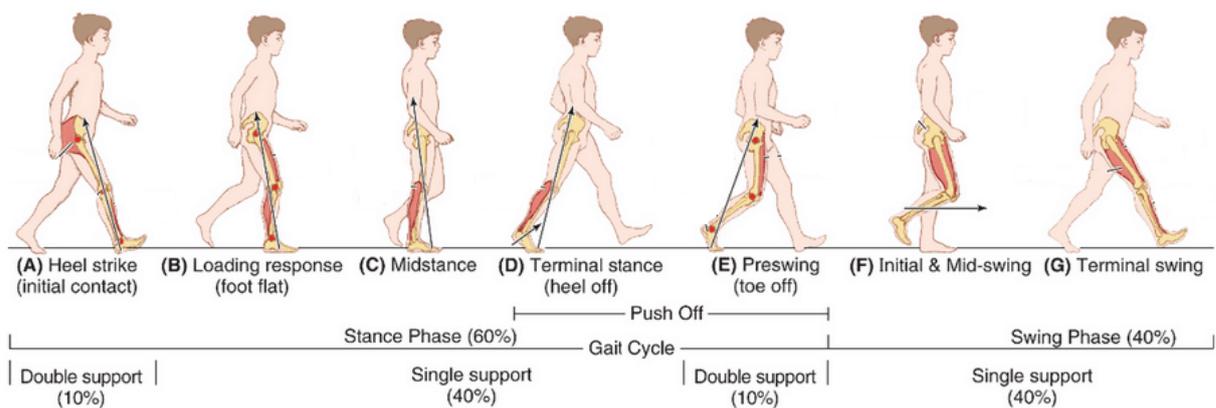


Ilustración 5 - Fases del ciclo de marcha.

El ciclo de marcha con sus porcentajes de duración sucede exactamente igual para el miembro contralateral, lo que revela, considerando los dos miembros inferiores, la existencia de dos periodos de apoyo bipodal o doble apoyo, que se caracterizan porque los dos pies contactan con el suelo: uno está iniciando el contacto de talón mientras que el otro, próximo a la fase de despegue, se apoya por la cabeza del primer metatarsiano y el pulpejo del dedo gordo. Estos periodos tienen un porcentaje de duración de alrededor de un 10%, cada uno, y, también hay durante un ciclo de marcha dos periodos de apoyo monopodal durante los cuales tan sólo un miembro inferior contacta con el suelo y sobre él recae el peso del cuerpo. [18]



Los cuatro periodos en que se divide el ciclo de marcha son, por tanto:

1. **Primer periodo de doble apoyo:** Este comienza cuando el pie tomado como referencia toma contacto con el suelo por el talón, frenando la aceleración del cuerpo hacia delante y culmina con el despegue del miembro contralateral.
2. **Primer apoyo unipodal o periodo portante:** En el cual el peso del cuerpo recae en la extremidad tomada como referencia, mientras el miembro contralateral está oscilando.
3. **Segundo doble apoyo:** El pie considerado se apoya solo por el antepié en el suelo y está en situación posterior acelerando el cuerpo hacia delante, es el miembro propulsor o miembro activo dinámico.
4. **Segundo apoyo unipodal o periodo oscilante:** El pie que en el tiempo anterior solo se apoyaba por el antepié en el suelo, ha despegado e inicia su periodo oscilante.



2.3. Patología

A pesar de las buenas características que presenta, la articulación de la cadera se ve afectada por distintas patologías como la osteoartritis, la artritis reumatoide o los traumatismos. Estas patologías afectan normalmente al cartílago articular y son más frecuentes en personas mayores. Los traumatismos sin embargo, suelen conllevar una fractura de la cabeza del fémur por distintos puntos que debe ser intervenida quirúrgicamente.

Entre las patologías degenerativas más habituales se encuentran:

- **Artrosis de cadera:** La aparición de la artrosis se debe al deterioro del cartílago que recubre la superficie de los huesos que forman la articulación. Esta pérdida progresiva de cartílago implica un rozamiento hueso-hueso que causa problemas como dolor, desgaste del propio hueso y en ocasiones deformación de la articulación. Su aparición suele producirse en personas mayores de 50 años y se trata de la causa más común para la implantación de una prótesis de cadera.
- **Artritis reumatoide de cadera:** Es una enfermedad de carácter crónico que causa inflamación de los tejidos que conforman la articulación. Esto causa dolor severo, rigidez e incluso la deformación mencionada en la artrosis. Este tipo de artritis puede aparecer a cualquier edad aunque las mujeres son las más propensas a sufrirla. La sustitución de la cadera por una prótesis tan sólo se realiza en los casos en los que la deformidad y el dolor impiden al paciente llevar una vida normal.
- **Artritis traumática:** Este tipo de artritis tiene como síntomas el dolor, la inflamación y la pérdida de movilidad. La causa de su aparición son las lesiones que implican daños en el cartílago, siendo la incidencia de este tipo de artritis mayor en hombres y sobre todo en deportistas. Si la calidad de vida del paciente se ve resentida, es posible que sea necesaria la implantación de una prótesis de cadera.
- **Fractura de cadera por osteoporosis:** Con la edad, la densidad de los huesos se ve reducida, sobre todo en las mujeres debido a la menopausia, por lo que es más fácil que se produzca una fractura ósea de la cadera debido a una caída o un golpe. En muchos de estos casos se plantea la implantación de una prótesis de cadera sino es posible la recuperación conservadora.
- **Necrosis avascular:** Consiste en una mala circulación de la sangre en la cabeza del fémur que conlleva la muerte y el colapso de parte del tejido óseo.

2.4. Técnicas quirúrgicas

La implantación de prótesis de cadera suele hacerse en personas de mediana edad que han sufrido algún accidente con fractura de la articulación, o de forma más habitual, en personas de edad avanzada. La causa principal para implantar la prótesis es la artrosis de cadera, cuyos síntomas pueden ir desde unas molestias hasta un dolor tan fuerte que incapacita para realizar las tareas de la vida cotidiana, aunque existen otro tipo de enfermedades degenerativas vistas anteriormente que pueden provocar la necesidad de una implantación de prótesis de cadera. En el caso de la artrosis de cadera, los tratamientos conservadores suelen perseguir la disminución del dolor y una mejora en la movilidad de la articulación, sin embargo en ocasiones no es suficiente.

La intervención de prótesis de cadera se ha perfeccionado tanto en el tiempo que se ha convertido en un procedimiento con menos riesgos y con mejores resultados, dándole a las personas la capacidad de poder seguir viviendo el día a día sin problemas ni molestias. El primer reemplazo total de cadera fue llevado a cabo a principio de los sesenta y desde entonces tanto el diseño de las prótesis como la elección de los materiales con los que se fabrican han ido evolucionando. El objetivo principal de esta evolución ha sido conseguir un implante funcional y durable.

Además, el continuo aumento de la esperanza de vida en países desarrollados, sobre todo en Europa y EEUU, está provocando un crecimiento muy importante en el número de operaciones de prótesis de cadera. Sólo en España se realizan anualmente unas 30.000 sustituciones de cadera por prótesis, por lo que las mejoras tanto en materiales como en técnicas quirúrgicas son vitales en este ámbito.

Existen dos tipos principales de prótesis: el recubrimiento de cadera que consiste en un implante como el que se observa en la Ilustración 6 que recubre únicamente las superficies de contacto; y la prótesis de reemplazo total como la de la Ilustración 7 que sustituye toda la articulación.



Ilustración 6 - Prótesis de recubrimiento hemiesférico.

El primero de ellos es indicado en casos de necrosis avascular cuando la enfermedad no se encuentra muy avanzada. En este caso permite colocar una solución funcional sin eliminar gran cantidad de hueso facilitando así revisiones posteriores. Su principal desventaja radica en que no elimina completamente el dolor como lo hace la prótesis de reemplazo total (*"Total Hip Arthroplasty"*).

Sin embargo, lo más habitual es acudir a prótesis completas. Estas prótesis pueden colocarse fundamentalmente con dos técnicas, mediante "press-fit", es decir, con superficies rugosas y osteoinductoras que fijen la prótesis de forma natural al hueso o con cemento generalmente poli-metil metracrilato.

Persiguiendo el objetivo de aumentar la vida útil de las prótesis se han desarrollado numerosos pares de contacto. El más utilizado ha sido el par metal-polímero, generalmente formado por CoCr y polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE). El polietileno presenta un gran inconveniente ya que las partículas derivadas de su desgaste, conocidas como partículas de Debris pueden causar reacciones adversas en los tejidos. Como alternativa en los últimos años se han desarrollado pares de contacto duros que involucran los materiales cerámicos. Estos materiales tienen mucho menos desgaste y fricción pero son muy frágiles y en algunas ocasiones se han observado casos de rotura.



Ilustración 7 - Prótesis de reemplazo total de cadera.

Este trabajo se ha centrado en el estudio de prótesis de reemplazo total ya que son las más habituales.



3. Materiales y métodos

Para la realización de este trabajo se han construido tres modelos de elementos finitos diferentes. El primero de ellos pretende simular la articulación sana mientras que los dos siguientes simulan la articulación después de la implantación protésica mediante dos tipos diferentes de intervención, vástago cementado y vástago no cementado.

A lo largo de este apartado se van a presentar detalladamente estos modelos con los que se han realizado las diferentes simulaciones de elementos finitos. Estas simulaciones corresponden con 9 actividades cotidianas en la vida de los pacientes, las cuales se presentan detalladamente en el siguiente apartado.

3.1. Diferentes casos de estudio

Bergmann et al. [1] realizaron estudios con una cabeza femoral instrumentada en una prótesis con el fin de investigar la magnitud, dirección y momento de las fuerzas de contacto durante dichas actividades de la vida diaria. Estas medidas directas de las fuerzas de contacto en la cadera pueden proporcionar con suficiente precisión las condiciones de carga necesarias para realizar nuestro modelo de elementos finitos. El objetivo del estudio era crear una única base de datos con las fuerzas de contacto en la cadera en simultaneidad con mediciones de movimiento para futuras investigaciones de implante de cadera. Para ello se realizaron mediciones sobre 4 pacientes diferentes y se publicaron todos los datos completos en un CD llamado 'HIP98'. Dichos datos publicados por Bergmann y su equipo han sido utilizados por muchos otros investigadores en futuros estudios relacionados. [8] [10] [2] [6]

Las simulaciones que se han realizado en el presente trabajo, tanto con el modelo de articulación sana como con el modelo de articulación operada, corresponden con las 9 actividades cotidianas estudiadas por Bergmann.

A continuación se van a presentar en detalle cada una de estas 9 actividades. Los datos representados corresponden a la fuerza de contacto registrada en la cabeza femoral en cada instante de tiempo a lo largo de la duración de cada ciclo de movimiento. También se conoce la posición en cada instante del fémur respecto de la pelvis. Los datos representan la media aritmética de los 4 pacientes, cuyo peso medio es de **836 Newton**.

Este movimiento viene caracterizado por los movimientos de flexión-extensión y abducción-aducción, los cuales vienen representados en la siguiente figura.

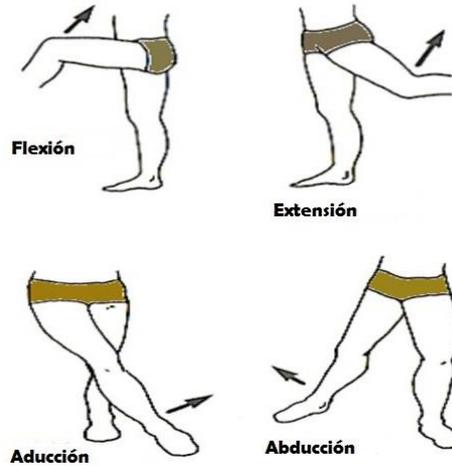


Ilustración 8 - Principales movimientos de la articulación de la cadera.

La combinación de estos movimientos durante el ciclo de marcha y otras actividades genera el movimiento complejo del fémur que se representa en la imagen siguiente.

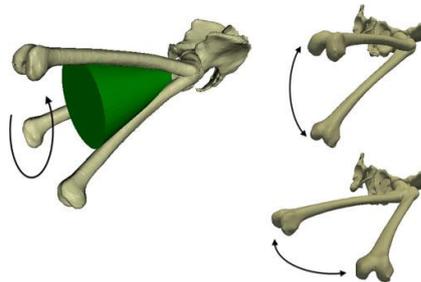


Ilustración 9 - Representación del movimiento del fémur.

Finalmente el sistema de coordenadas referente al fémur al cual están referenciados los datos de carga sobre el fémur es el siguiente:

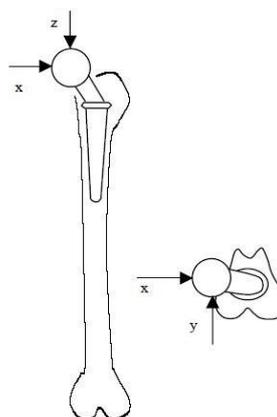
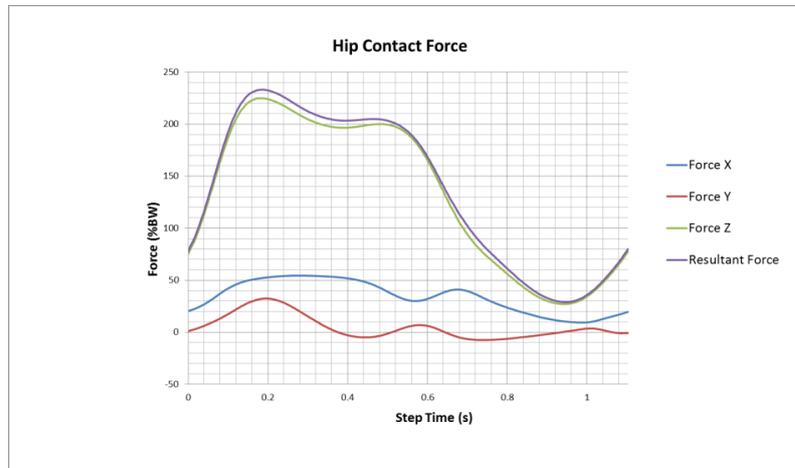


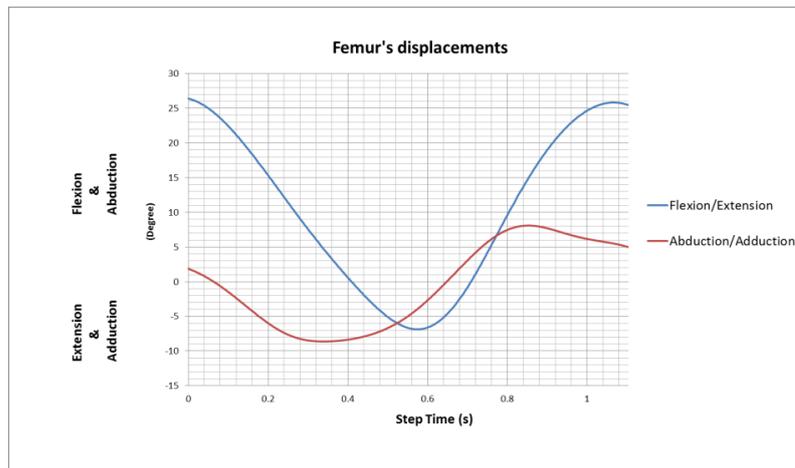
Ilustración 10 - Sistema de coordenadas referente al fémur.



Ciclo de marcha normal ("Normal walking")

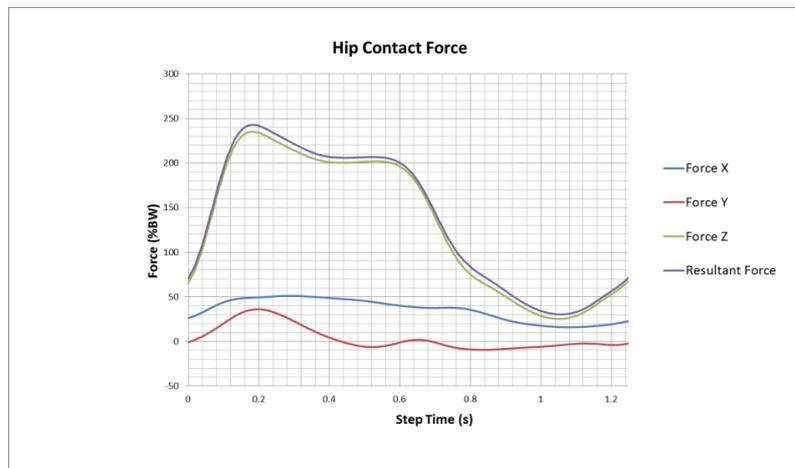


Gráfica 1 – Fuerzas de contacto en la cadera durante la marcha normal.

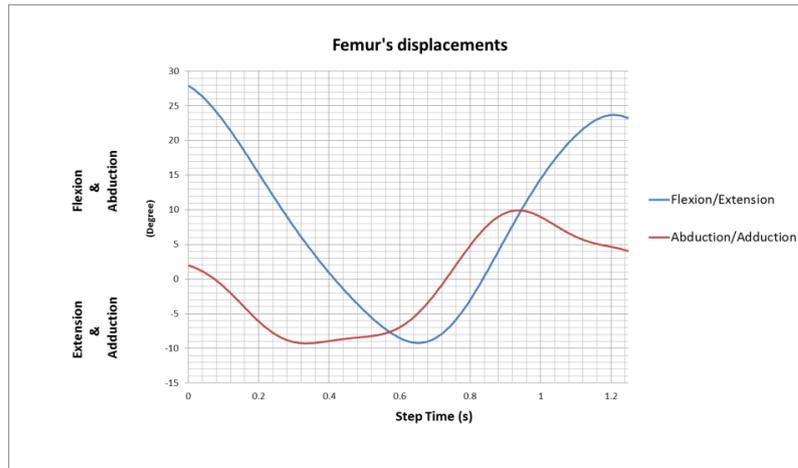


Gráfica 2 – Desplazamiento del fémur durante la marcha normal.

Ciclo de marcha lento ("Slow walking")

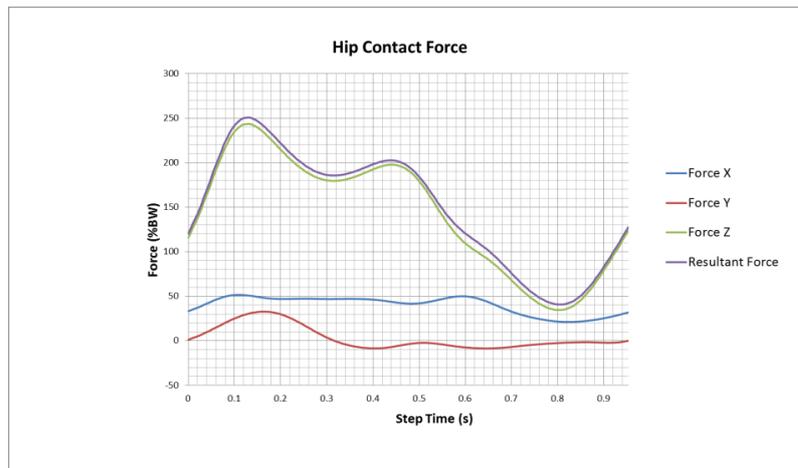


Gráfica 3 – Fuerzas de contacto en la cadera durante la marcha lenta.

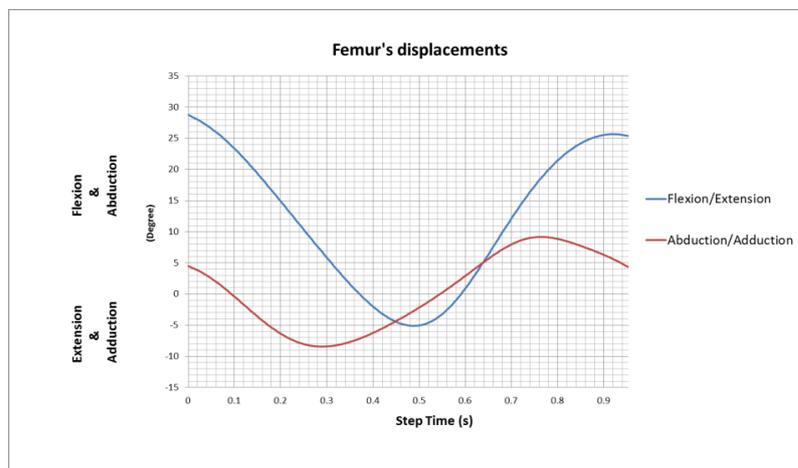


Gráfica 4 – Desplazamiento del fémur durante la marcha lenta.

Ciclo de marcha rápido ("Fast walking")



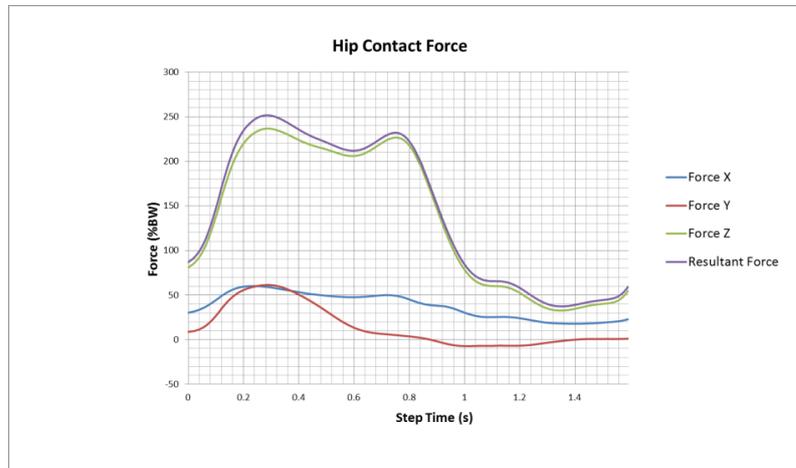
Gráfica 5 – Fuerzas de contacto en la cadera durante la marcha rápida.



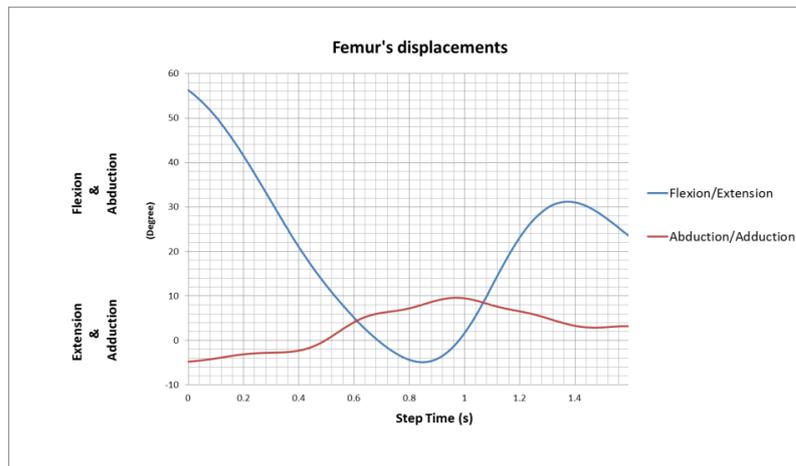
Gráfica 6 – Desplazamiento del fémur durante la marcha rápida.



Ciclo de subir escaleras ("Up stairs")

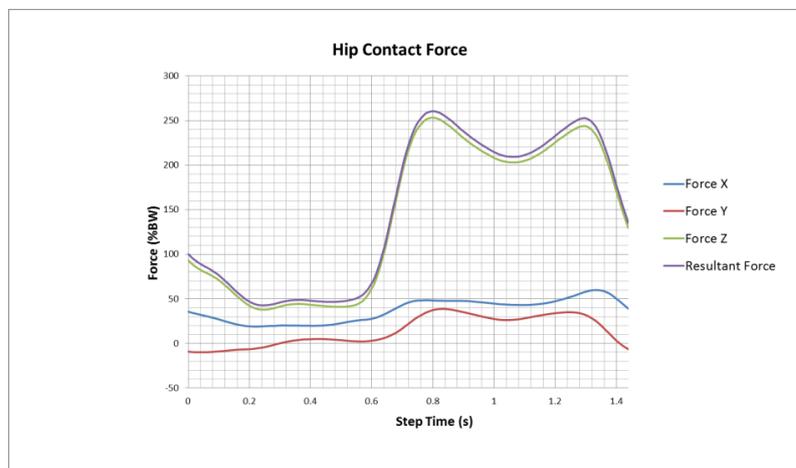


Gráfica 7 – Fuerzas de contacto en la cadera al subir escaleras.



Gráfica 8 – Desplazamiento del fémur al subir escaleras.

Ciclo de bajar escaleras ("Down stairs")

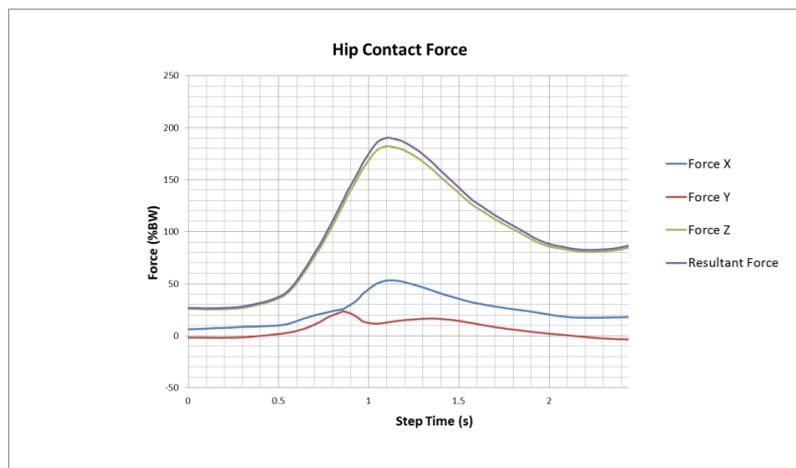


Gráfica 9 – Fuerzas de contacto en la cadera al bajar escaleras.

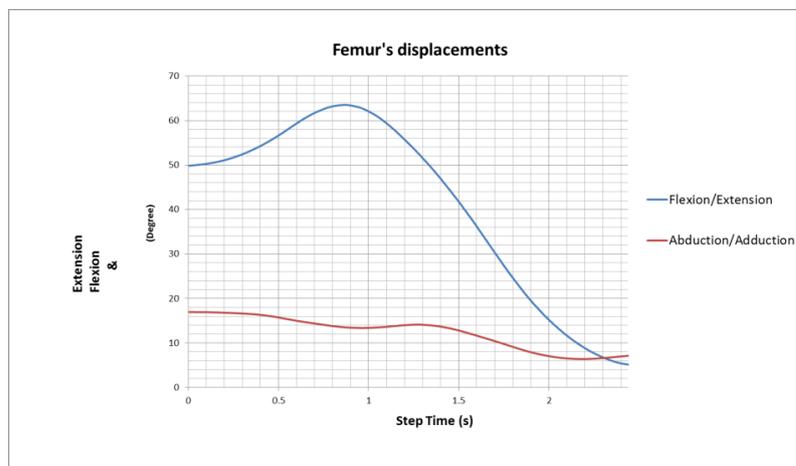


Gráfica 10 – Desplazamiento del fémur al bajar escaleras

Ciclo de levantarse de una silla ("Standing up")



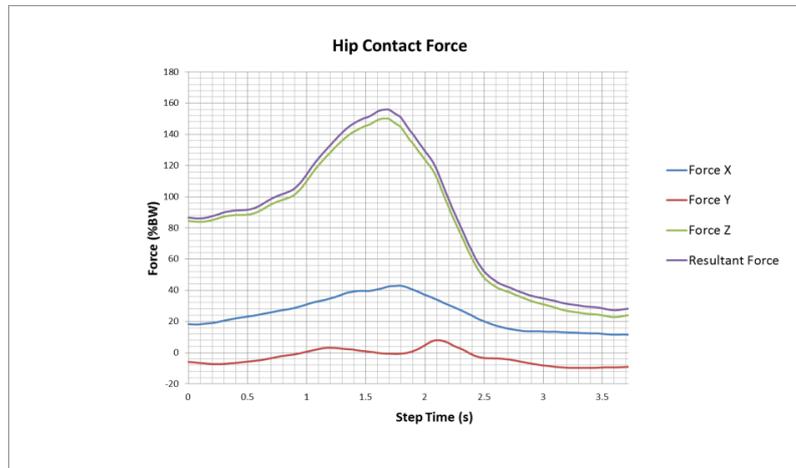
Gráfica 11 – Fuerzas de contacto en la cadera al levantarse de una silla.



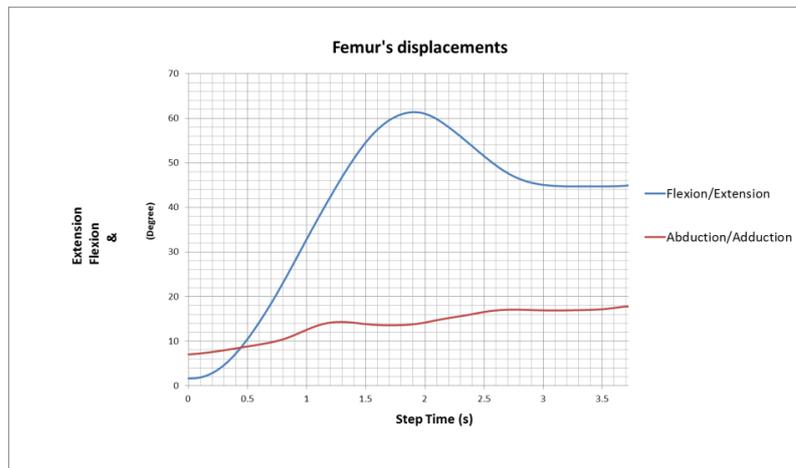
Gráfica 12 – Desplazamiento del fémur al levantarse de una silla.



Ciclo de sentarse en una silla ("Sitting down")

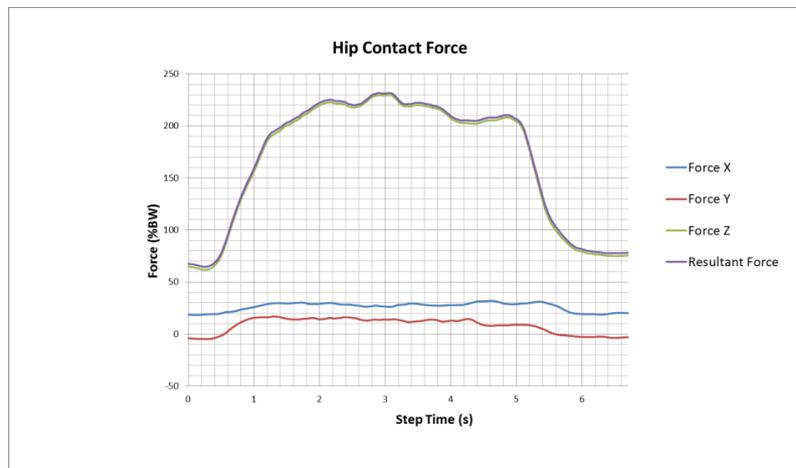


Gráfica 13 – Fuerzas de contacto en la cadera al sentarse en una silla

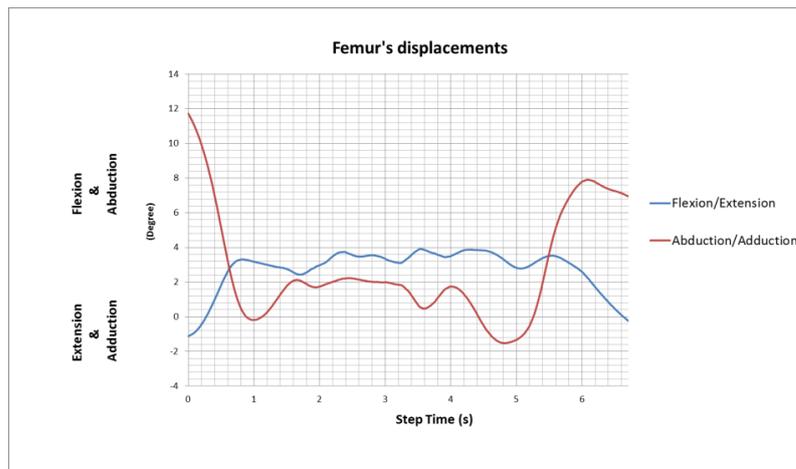


Gráfica 14 – Desplazamiento del fémur al sentarse en una silla.

Ciclo de estar de pie sobre una única pierna ("Standing")

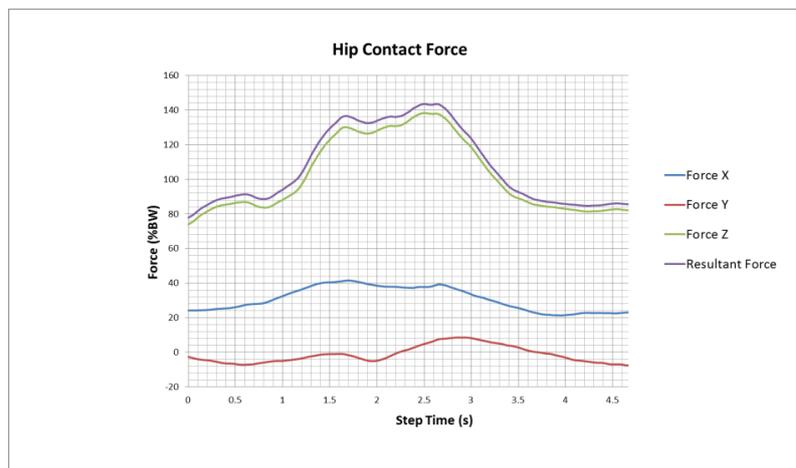


Gráfica 15 – Fuerzas de contacto en la cadera al estar de pie sobre una única pierna.

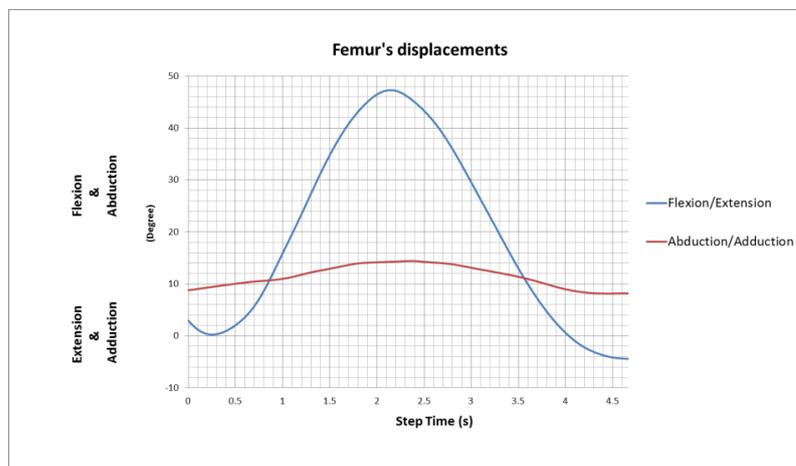


Gráfica 16 – Desplazamiento del fémur al estar de pie sobre una única pierna.

Ciclo de agacharse flexionando las rodillas ("Knee bending")



Gráfica 17 – Fuerzas de contacto en la cadera al agacharse flexionando las rodillas.



Gráfica 18 – Desplazamiento del fémur al agacharse flexionando las rodillas.

3.2. Modelo de articulación sana

La geometría de los distintos componentes óseos de la articulación de la cadera proporcionada es el punto de partida para la construcción del modelo de articulación sana. La geometría del cartílago articular se ha creado mediante el software comercial de modelado 3D Rhinoceros en base a dicha geometría ósea y en concordancia con la literatura consultada [8] [19] [20] [21].

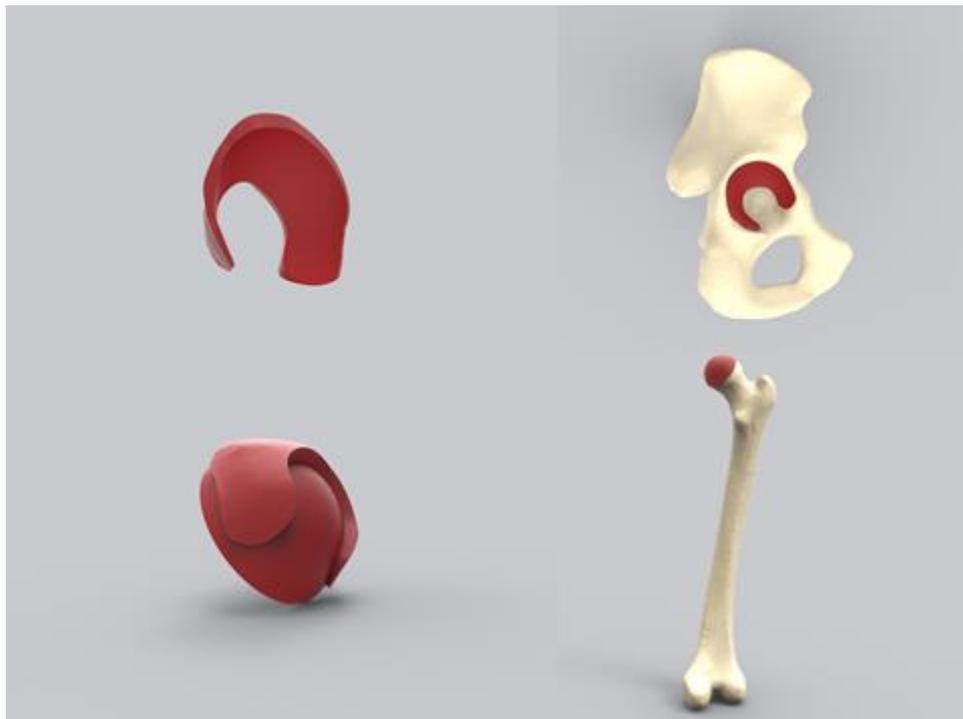


Ilustración 11 - Geometría 3D del cartílago acetabular y femoral.

Análisis experimentales [22] y estudios mediante imágenes tomadas por resonancia magnética [23] [24] demuestran que el espesor del cartílago articular oscila entre 0.9 y 2.3 mm. En el presente trabajo, el espesor del cartílago se encuentra aproximadamente entre 0.8 y 2 mm dependiendo de la zona con el fin de ajustar dicha geometría con las geometrías óseas y evitar posteriormente el penetramiento de las diferentes mallas.

El cartílago articular se compone de dos fases principales: una fase sólida que contiene fibras de colágeno y macromoléculas proteoglicanas y agua como fase fluida. La importancia de la presión del fluido intersticial en el comportamiento del cartílago ha sido conocida durante décadas. Se ha demostrado que la osteoartritis está relacionada tanto con la magnitud como con la duración de las tensiones de contacto, las cuales están fuertemente relacionadas con el comportamiento mecánico del fluido intersticial en el

cartílago. Sin embargo, los parámetros que pueden ser medidos experimentalmente acerca de este comportamiento son muy limitados. Como una aproximación, los modelos computacionales existentes asumen que el comportamiento de cartílago puede asemejarse a un comportamiento elástico o hiperelástico. Dicho comportamiento no tienen en cuenta el flujo del líquido intersticial en el interior del cartílago [19].

Por lo tanto, en el presente trabajo, como una primera aproximación se ha utilizado un modelo hiperelástico con el fin de poder simular los diferentes ciclos de carga de una forma computacionalmente eficiente. Sin embargo, el uso de modelos poroelásticos para reflejar el comportamiento real del líquido intersticial dentro del cartílago se desarrollará en trabajos futuros. De tal modo, el modelo ha sido idealizado como un material homogéneo, isotrópico, casi incompresible ($\nu = 0.495$) e hiperelástico mediante el modelo Neo-Hooke con un módulo de cortadura ($G = 13.6 \text{ MPa}$) y un módulo de compresibilidad ($K = 1.359 \text{ MPa}$) [3] [6]. El área interior del cartílago acetabular es de 1546 mm^2 , este valor concuerda aproximadamente con el valor de $1936 \pm 295 \text{ mm}^2$ citado por M. D. Harris en la literatura consultada [3].

Con el objetivo de caracterizar la articulación se establece una fricción de contacto entre los cartílagos articulares con un coeficiente de rozamiento ($\mu = 0.001$) para representar la baja fricción natural del cartílago [9] [8].

El mallado de las dos partes que componen el cartílago (cartílago acetabular y cartílago femoral) se ha realizado con Abaqus utilizando elementos hexaédricos (C3D8).

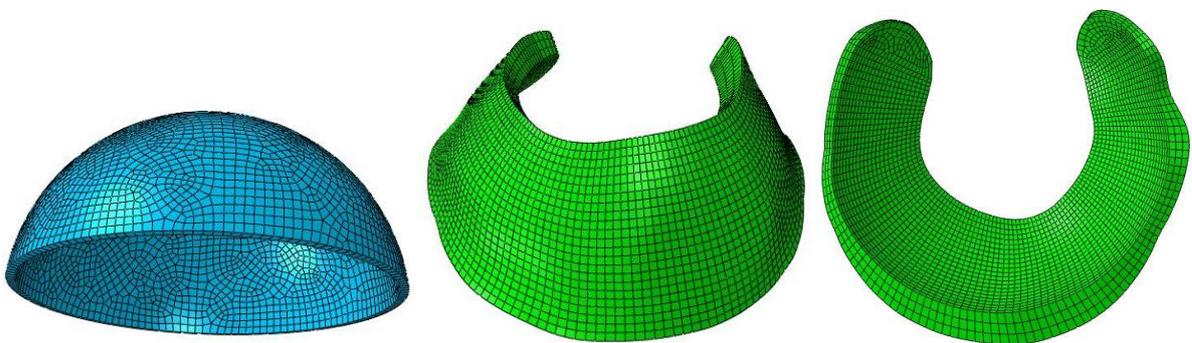


Ilustración 12 - Mallado cartilago femoral y cartilago acetabular (vista superior e inferior)



Por otro lado, la geometría ósea se ha introducido en Abaqus como tipo "shell", mallado con elementos triangulares (S3) y se han aplicado propiedades de sólido rígido. Esto último es debido a que la prioridad del modelo es calcular las presiones de contacto en el cartílago articular y mediante este método se disminuye considerablemente el tiempo de cálculo.

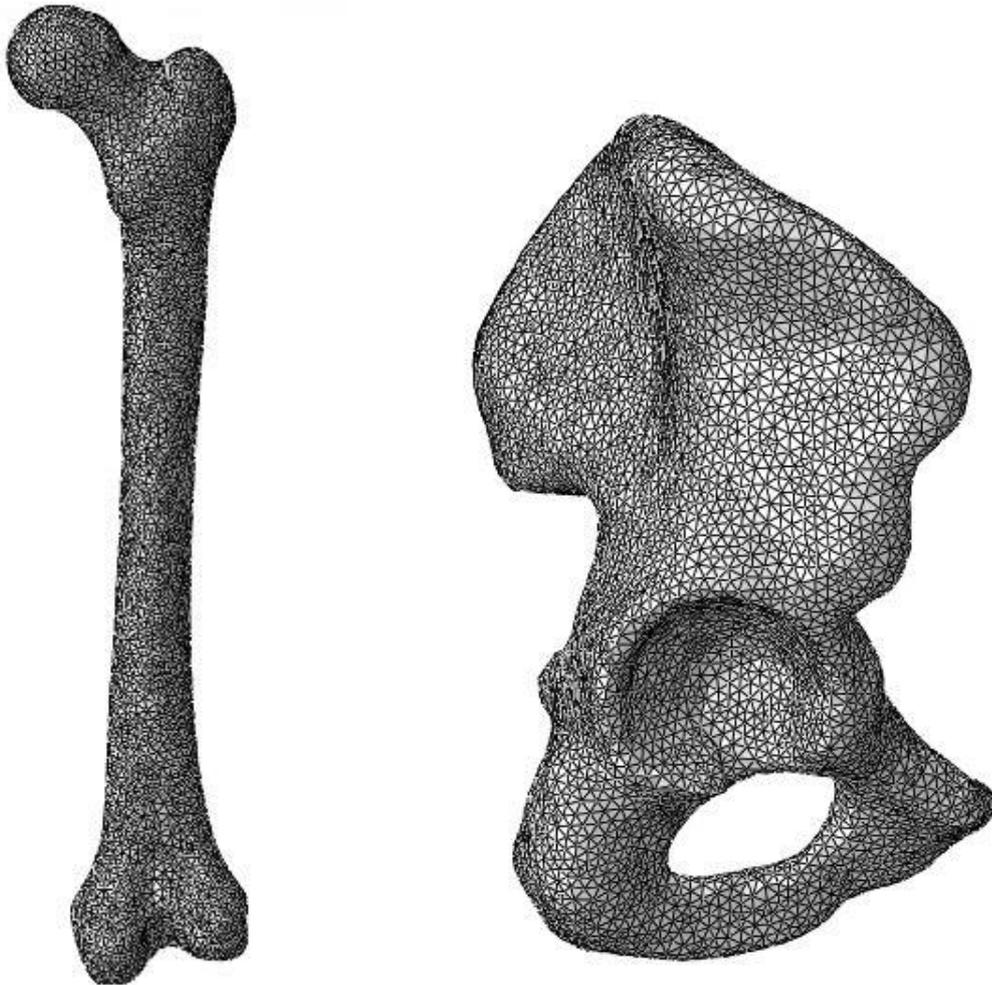


Ilustración 13 - Mallado fémur y pelvis.

Los pares de contacto entre el fémur-cartílago femoral y pelvis-cartílago acetabular se definen mediante unión rígida ("Tie Contact").

Por último, se añaden el ligamento isquiofemoral e iliofemoral como elementos (T3D2), los cuales presentan las siguientes propiedades [25]:

	Módulo Elástico [MPa]	Coefficiente de Poisson
Ligamento isquiofemoral	130	0.4
Ligamento iliofemoral	320	0.4

Tabla 1 – Propiedades mecánicas del ligamento isquiofemoral y iliofemoral.

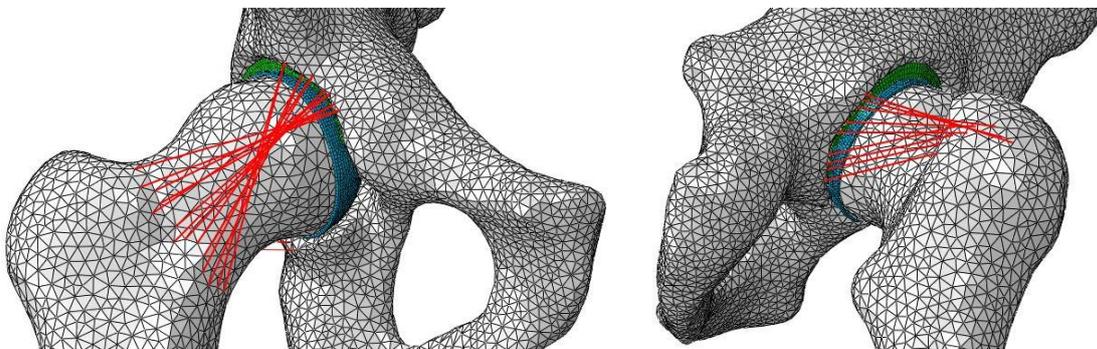


Ilustración 14 - Ligamento iliofemoral (izq.) y ligamento isquiofemoral (der.).

La unión entre los elementos que forman los ligamentos y las estructuras óseas también se realiza mediante un contacto rígido de tipo "Tie".

Una vez esta toda la geometría del modelo definida y mallada, hay que imponer las condiciones contorno y las condiciones de carga. En lo referente a las condiciones de contorno, se empotra la pelvis en cualquier nodo de su geometría, debido a que está definida como sólido rígido. Mediante condiciones de contorno se aplican las restricciones angulares referentes a los movimientos de flexión-extensión y aducción-abducción presentadas anteriormente en este capítulo (UR1, UR2, UR3), siendo esta última nula en el modelo. Estas restricciones angulares se aplican sobre un punto de referencia perteneciente al fémur, el cual está situado en el teórico centro de la rótula femoral. La validez de esta simplificación ha sido consultada en la literatura [26].

En lo referente a las condiciones de carga, se aplican sobre el punto anteriormente mencionado las correspondientes cargas pertenecientes a cada uno de los casos de estudio presentados al inicio de este capítulo.

3.3. Modelos de articulación operada

La construcción de los dos modelos de cadera operada se ha realizado partiendo de la geometría de la cadera proporcionada y de los modelos CAD de distintas prótesis comerciales. Las utilizadas en este proyecto son dos modelos proporcionados por una empresa participante en el consorcio del proyecto.

La componente acetabular, que es la parte que va anclada a la pelvis, ha sido la misma durante todo el estudio y su talla ha sido determinada de acuerdo a la geometría específica del paciente. En la Ilustración 15 - Componente acetabular. Cúpula, inserto y cabeza femoral. Ilustración 15 se puede observar el modelo utilizado. Este modelo consta de dos partes: la cúpula que suele ser de material metálico, es la parte que se fija al hueso en el hueco acetabular mediante tornillos o cemento; el inserto es una pieza que se introduce en la cúpula (generalmente de forma fija) y forma la articulación con la cabeza de la componente femoral. El material del inserto puede variar en función del diseño pero en el presente proyecto se ha propuesto un inserto de PEEK. El PEEK es un polímero biocompatible que ya se ha utilizado en la fabricación de otras prótesis como las de disco intervertebral con gran éxito.

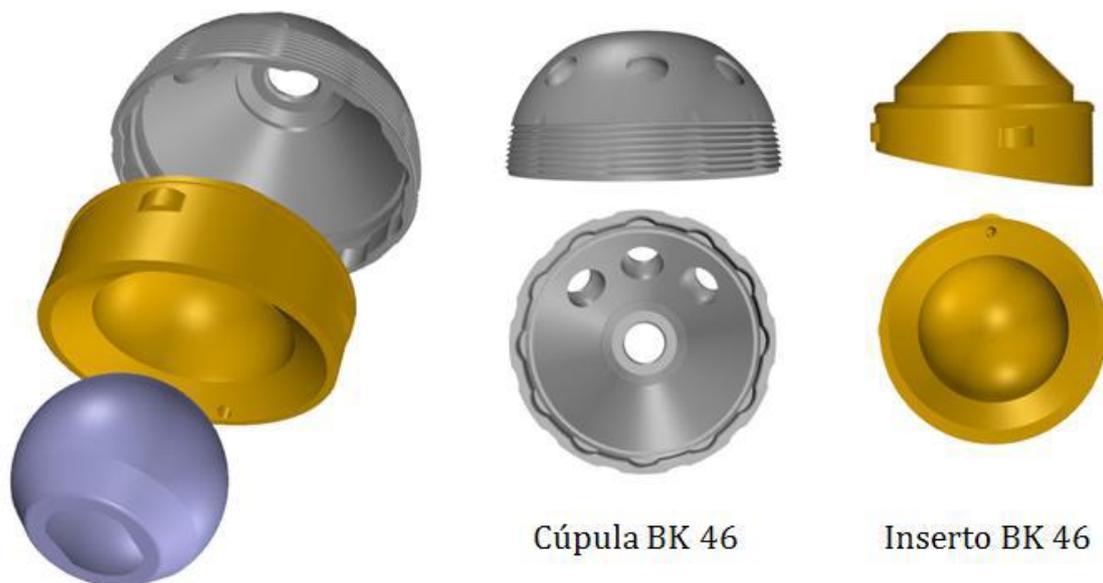


Ilustración 15 - Componente acetabular. Cúpula, inserto y cabeza femoral.

La componente femoral consta de un vástago y una cabeza. La cabeza utilizada ha sido la misma para todo el estudio (diámetro 28mm) pero con distintos materiales. En el caso de los vástagos se han empleado dos geometrías diferentes que abarcan los grandes grupos de prótesis que se encuentran en el mercado. Por un lado los vástagos cementados, que se fija al fémur mediante la aplicación de un material que hace de interfase; por otro lado los vástagos no cementados que se introducen por presión y generan una fijación por rozamiento y crecimiento de hueso a su alrededor.



Ilustración 16 - Geometría de los vástagos femorales utilizados en el estudio

Los materiales utilizados para la simulación de las prótesis son: metal (CoCr) para la cúpula y el vástago, PEEK para el inserto y un material cerámico compuesto de circona reforzado con alúmina para la cabeza femoral cuyas propiedades se encuentran recogidas en la Tabla 2 y extraídas de estudios anteriores relacionados [25].

	Módulo Elástico [MPa]	Coefficiente de Poisson
Cerámica	260.000	0.25
Metal	248.000	0.33
PEEK	12.500	0.41

Tabla 2 – Propiedades mecánicas de los materiales utilizados en el implante protésico.

El fémur presenta tres materiales óseos distintos representados en la imagen y los cuales tienen las siguientes propiedades mecánicas [25].

	Módulo Elástico [MPa]	Coefficiente de Poisson
Cortical	17.000	0.3
Esponjoso	150	0.3
Médula	10	0.3

Tabla 3 - Propiedades mecánicas de las distintas partes óseas del fémur.



Ilustración 17 – Representación de las diferentes partes óseas del fémur: cortical (gris), esponjoso (azul oscuro) y médula (azul claro).

En este modelo el fémur y la cúpula se han mallado con elementos tetraédricos (C3D4), el inserto y el vástago mediante elementos tetraédricos cuadráticos (C3D10) mientras que la cabeza femoral y la capa interna del inserto con elementos hexaédricos (C3D8). La pelvis no se ha incluido en este modelo debido a que no es objeto de estudio y aumentaba considerablemente los requisitos del cálculo en cuanto a memoria computacional y tiempo de cálculo.

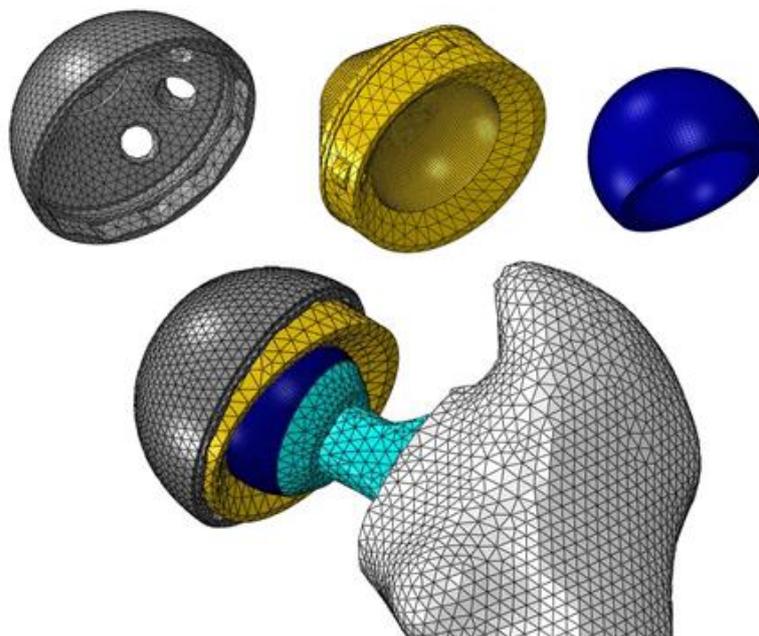


Ilustración 18 – Disposición y mallado de las partes del implante protésico.



El par de contacto entre la cabeza femoral y el inserto viene definido por un coeficiente de rozamiento ($\mu = 0.08$) según la literatura consultada [27].

El resto de pares de contacto del modelo se han definido mediante unión rígida ("Tie"). Dichos pares de contacto son los siguientes: cúpula-inserto, cabeza femoral-vástago y vástago-fémur.

En lo referente a las condiciones de contorno, se empotra la cúpula en cualquier nodo de su geometría, debido a que está definida como sólido rígido al igual que ocurría con la pelvis en el modelo sano. Del mismo modo que en el modelo anterior, se aplican las restricciones angulares referentes a los movimientos de flexión-extensión y aducción-abducción presentadas anteriormente en este capítulo (UR1, UR2, UR3), siendo esta última nula en el modelo. Estas restricciones angulares se aplican sobre una superficie situada en la base del fémur, la cual está relacionada con un punto de referencia situado en el centro de la cabeza femoral.

En lo referente a las condiciones de carga también se aplican sobre la superficie de la base del fémur y al igual que en el modelo sano corresponden con los casos de estudio presentados al inicio de este capítulo.

Esta superficie es definida con propiedades de sólido rígido, mallada con elementos triangulares (R3D3) y coincidente con la malla del fémur, a la cual está unida mediante contacto "Tie".

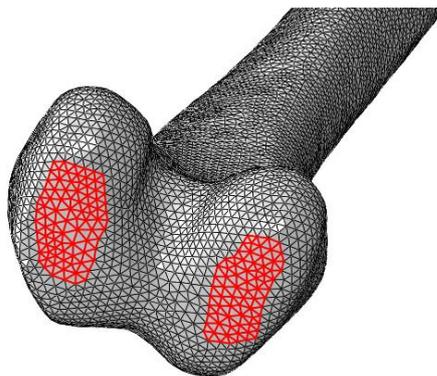


Ilustración 19 – Superficie de carga situada en la base del fémur.

Finalmente, cabe explicar la diferencia que presentan el modelo de vástago cementado con el modelo de vástago no cementado. La diferencia es meramente geométrica, puesto que cada vástago tiene su propia geometría y por consiguiente esta influye en la geometría del fémur en la zona de unión entre ambas partes. La influencia de esta diferencia entre los diferentes modelos de implantación protésica se estudiará en el siguiente apartado de resultados.



4. Resultados y análisis

Los modelos descritos en el capítulo anterior han sido calculados y post-procesados con Abaqus. A continuación se van a analizar los resultados más significativos de los modelos de cadera sana y cadera operada, así como comparar entre sí los dos modelos diferentes de cadera operada.

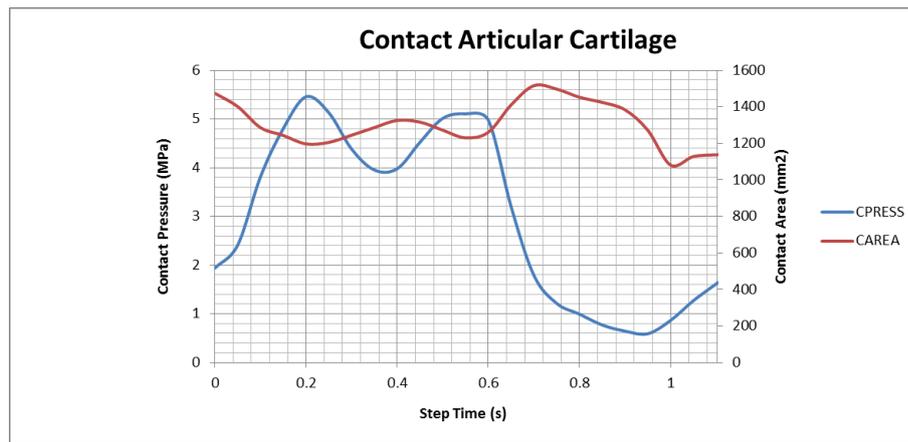
4.1. Validación del modelo de cadera sana

Uno de los aspectos clave en la biomecánica de la cadera son las presiones de contacto originadas en la articulación con el fin de mantener dicha articulación sana y libre de dolor. Se cree que una de las principales causas que originan la osteoartritis tiene que ver con presiones de contacto fuera de lo normal [28] [29]. Mientras tanto son varios los factores los que contribuyen la progresión de la osteoartritis: anomalías óseas como displasia y pinzamiento o atrapamiento femoroacetabular que parecen acelerar el inicio dicha enfermedad.

A pesar de la importancia de las presiones de contacto en la articulación de la cadera, existe un desacuerdo acerca de la magnitud y distribución de dichas presiones de contacto en la articulación de cadera sana. Mediciones in vitro de las presiones de contacto han sido obtenidas mediante una película de control de presión o células de medición piezoresistivas [30] [31] [32]. Pero cuantificar la presión a lo largo de todo el cartílago es una difícil tarea, y solo es posible medir un limitado rango de presiones. Mediante prótesis instrumentadas se han realizado estudios in vivo para medir las fuerzas equivalentes de contacto. Estas mediciones son solo una aproximación debido al reemplazo del cartílago real por un implante de prótesis. Hasta la fecha, métodos no experimentales permiten evaluar las presiones de contacto sobre sujetos específicos. Los métodos computacionales proporcionan los medios suficientes para predecir las presiones de contacto sobre sujetos individuales de manera aproximada. [3]

[Ciclo de marcha normal \("Normal walking"\)](#)

La siguiente gráfica (Gráfica 19) muestra los resultados de presión y área de contacto obtenidos para el caso del ciclo de marcha normal. El ciclo se inicia con el impacto de talón en el suelo y finaliza cuando se produce de nuevo el impacto de talón con el mismo pie.



Gráfica 19 – Presiones y área de contacto en el ciclo de marcha normal (modelo articulación sana).

En la imagen siguiente se muestra la distribución de presiones sobre la superficie interna del cartilago acetabular en diferentes instantes de tiempo a lo largo del ciclo de marcha.

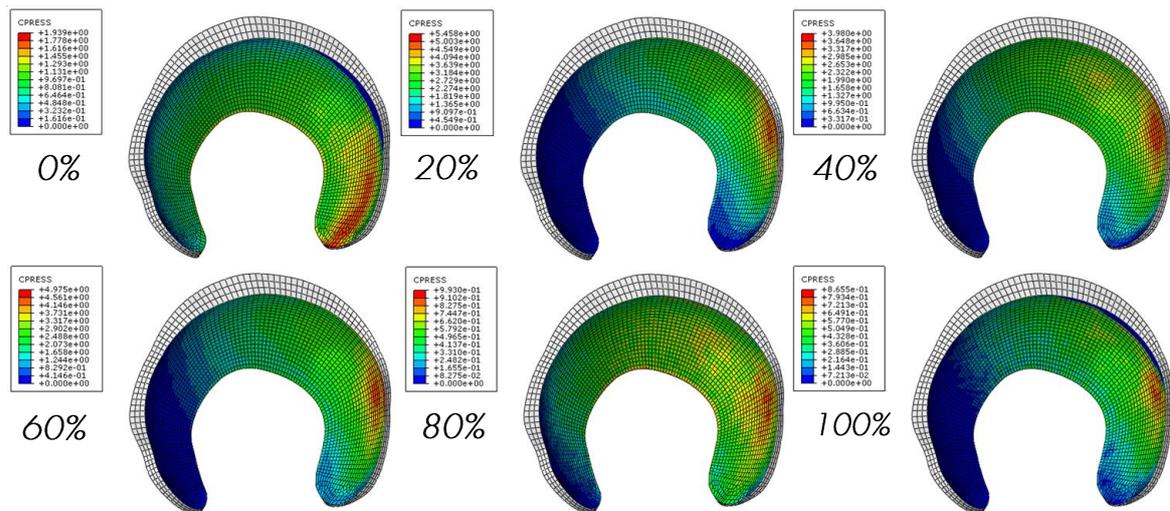


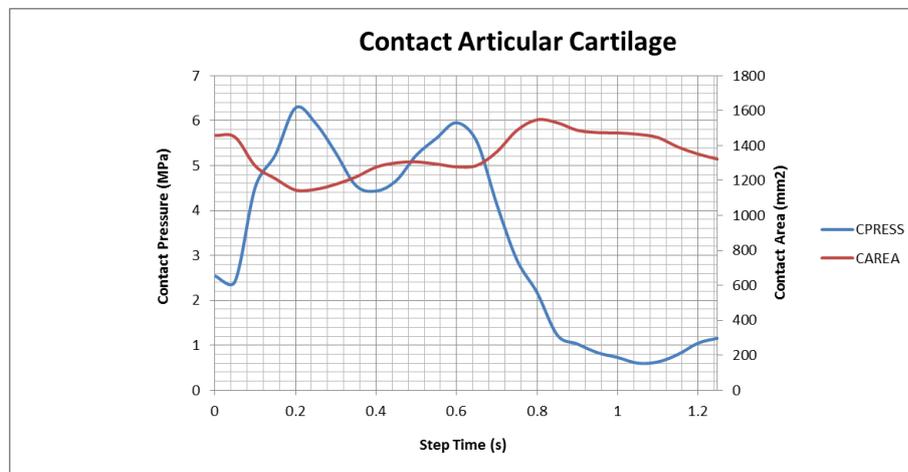
Ilustración 20 - Distribución de presiones sobre la superficie interna del cartilago acetabular en contacto con el cartilago femoral.

La presión máxima de contacto es de 5.458 MPa cuando el área de contacto entre el cartilago acetabular y el cartilago femoral es de 1197 mm² lo que supone un 77.42% del área total del cartilago ($A_{total}=1546 \text{ mm}^2$). Estos datos corresponden aproximadamente con el 20% del ciclo de marcha cuando el miembro de estudio está completamente plano en el suelo (Foot flat) e instantes antes de que el otro miembro comience la fase de oscilación (Mid-stance) (Ver Ilustración 5). Estos resultados concuerdan con los resultados presentes en la literatura. Los resultados de presión obtenidos por M. D. Harris son de $7.52 \pm 2.11 \text{ MPa}$ [3], A. E. Anderson 10.78 MPa [6], H. Yoshida 3.26 MPa y 76.3% de área de contacto utilizando un BW= 702 N en su modelo [8] y finalmente E. Genda

1.59 ± 0.34 con un $BW=686$ N [9]. Por lo tanto el modelo podría ser válido en cuanto a la determinación de las presiones de contacto entre las superficies articulares.

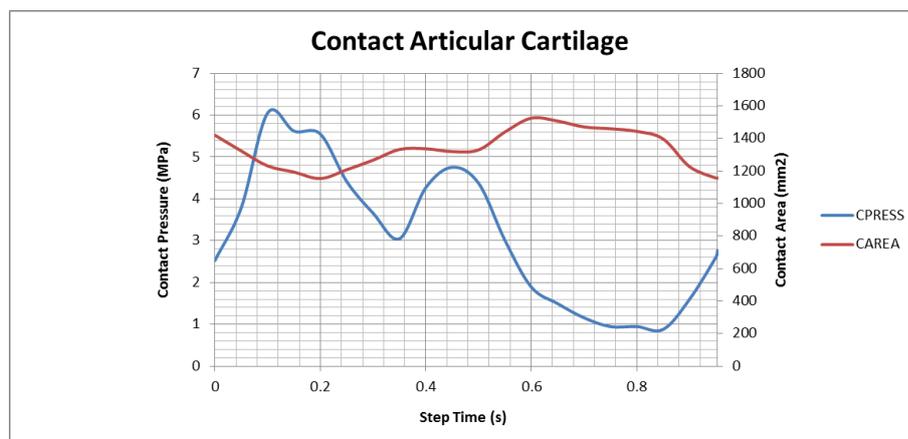
El resto de simulaciones para los restantes casos de carga van a ser presentadas en menos detalle que la del ciclo de marcha normal. Seguidamente se van a presentar las gráficas de presiones y áreas de contacto para cada uno de los casos. Finalmente en una tabla resumen (Tabla 4), se recogerán las máximas presiones de contacto junto con el área de contacto y el instante en que se producen.

Ciclo de marcha lento ("Slow walking")



Gráfica 20 - Presiones y área de contacto en el ciclo de marcha lento (modelo articulación sana).

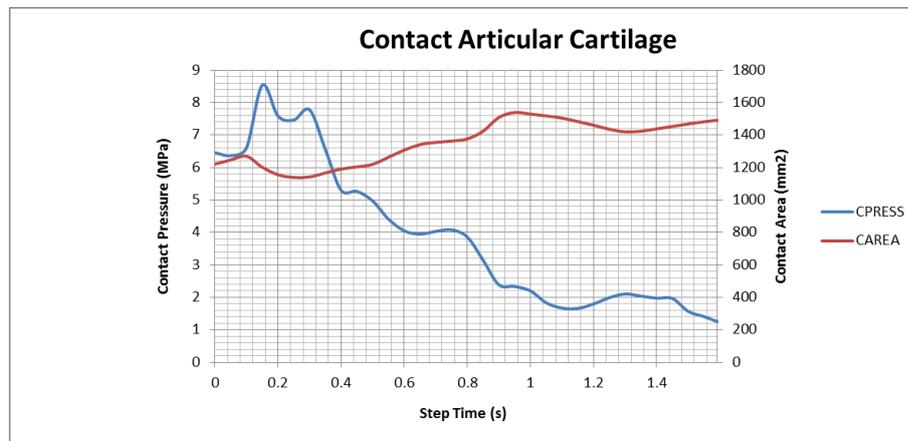
Ciclo de marcha rápido ("Fast walking")



Gráfica 21 - Presiones y área de contacto en el ciclo de marcha rápido (modelo articulación sana).

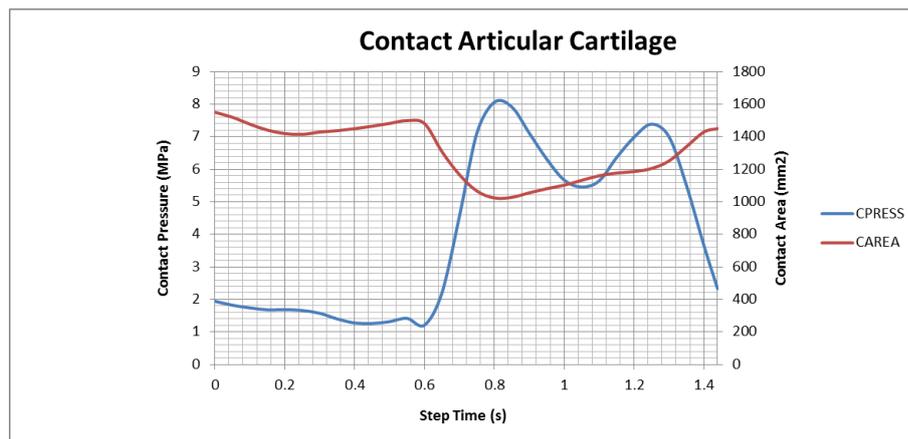


Ciclo de subir escaleras ("Up stairs")



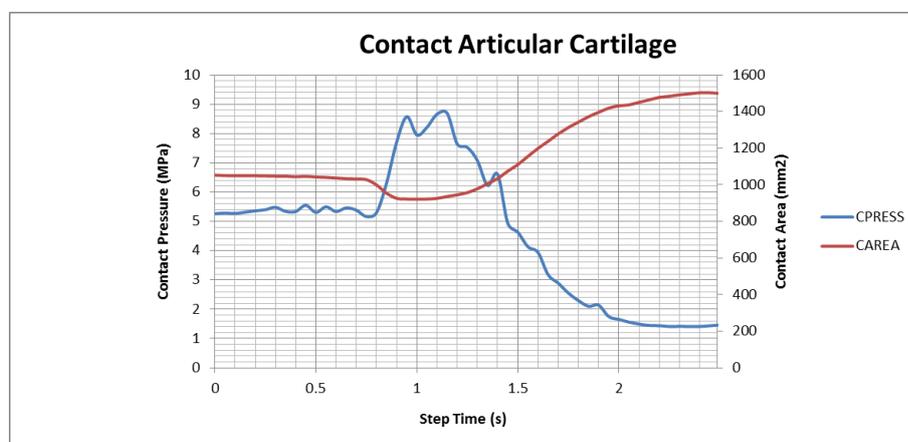
Gráfica 22 - Presiones y área de contacto al subir escaleras (modelo articulación sana).

Ciclo de bajar escaleras ("Down stairs")



Gráfica 23 - Presiones y área de contacto al bajar escaleras (modelo articulación sana).

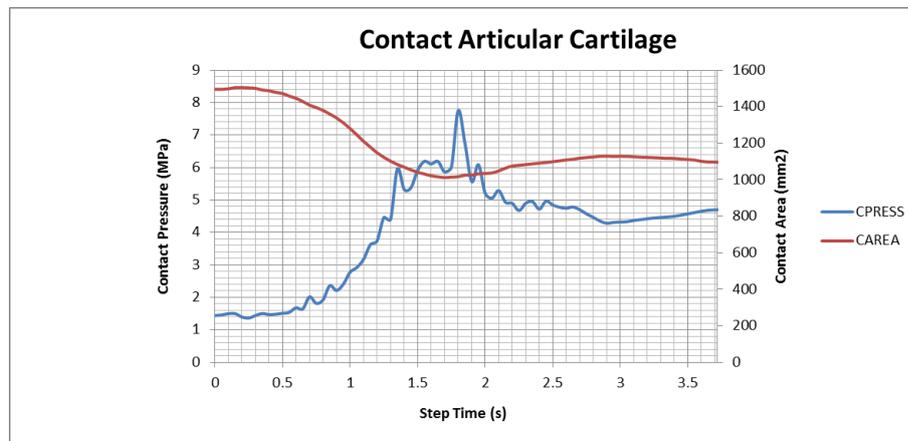
Ciclo de levantarse de una silla ("Standing up")



Gráfica 24 - Presiones y área de contacto al levantarse de una silla (modelo articulación sana).

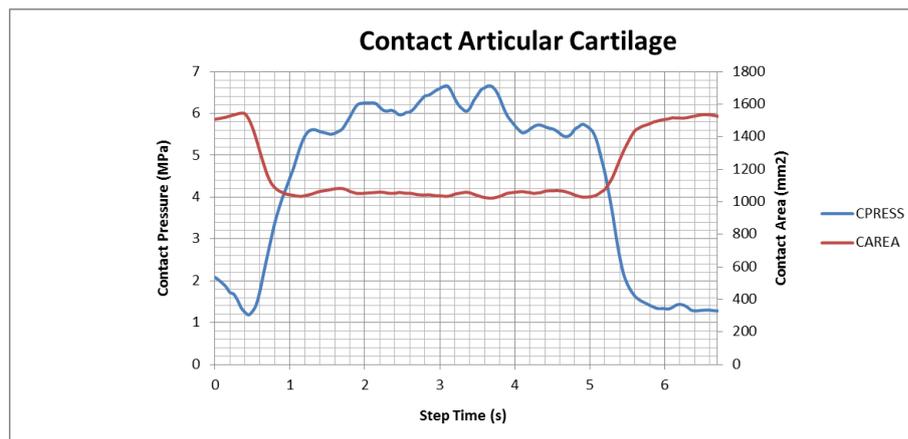


Ciclo de sentarse en una silla ("Sitting down")



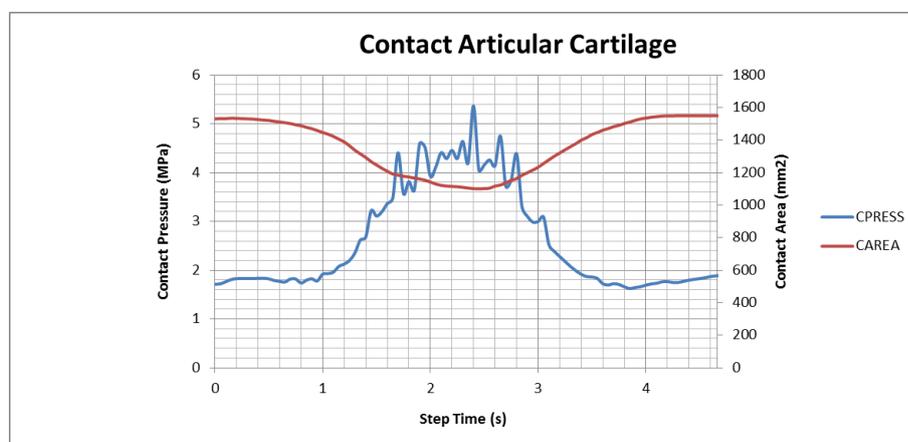
Gráfica 25 - Presiones y área de contacto al sentarse en una silla (modelo articulación sana).

Ciclo de estar de pie sobre una única pierna ("Standing")



Gráfica 26 - Presiones y área de contacto al estar de pie sobre una única pierna (modelo articulación sana).

Ciclo de agacharse flexionando las rodillas ("Knee bending")



Gráfica 27 - Presiones y área de contacto al agacharse flexionando las rodillas (modelo articulación sana).



	Presión Máxima [MPa]	Área de contacto (mm ²)	% Ciclo
Normal walking	5.458	1197 - (77.42%)	18.13%
Slow walking	6.283	1146 - (74.12%)	16.02%
Fast walking	6.054	1231 - (79.62%)	10.49%
Up stairs	8.538	1201 - (77.68%)	9.41%
Down stairs	8.062	1024 - (66.23%)	55.59%
Standing up	8.697	936 - (60.54%)	46.20%
Sitting down	7.753	1016 - (65.71%)	48.40%
Standing	6.664	1023 - (66.17%)	54.45%
Knee bending	5.366	1101 - (71.21%)	51.44%

Tabla 4 – Presión máxima de contacto en el cartílago acetabular para los diferentes ciclos de carga.

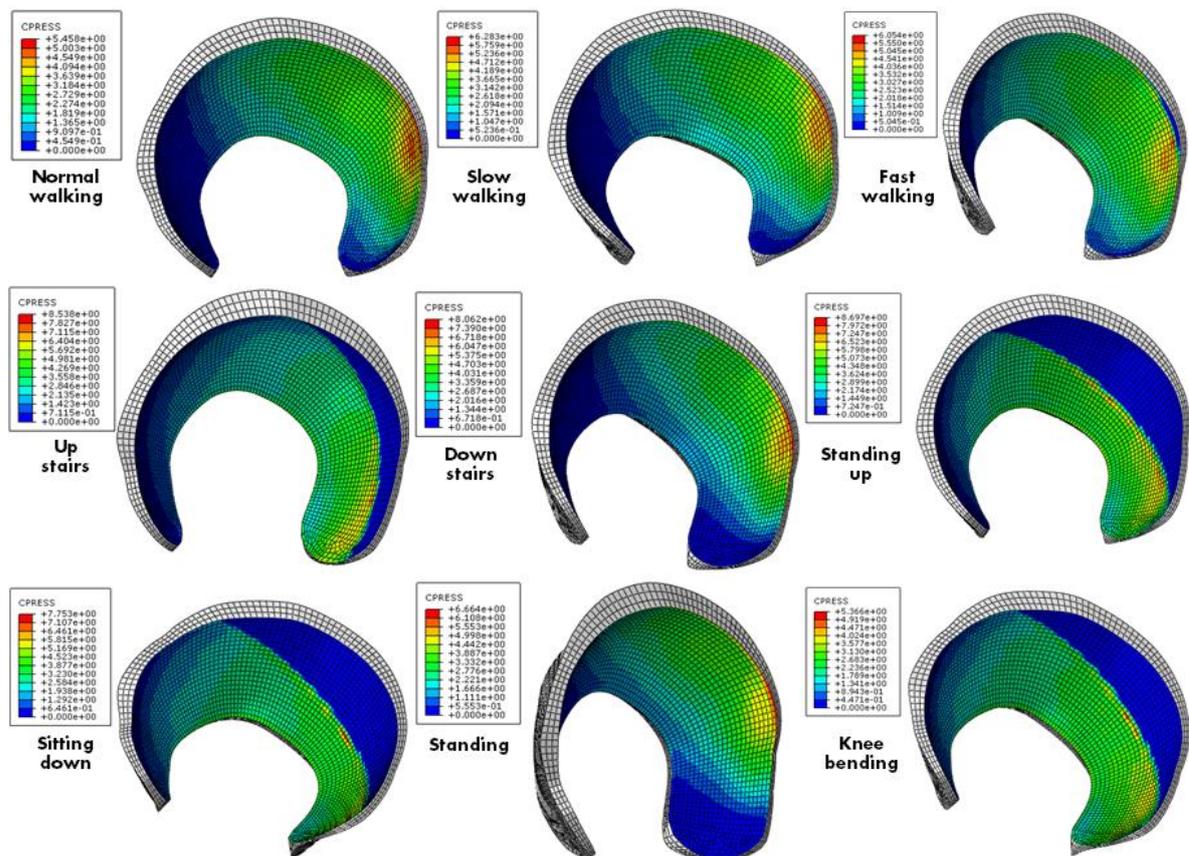


Ilustración 21 – Distribución de la presión máxima de contacto en el cartílago acetabular en cada ciclo de carga.

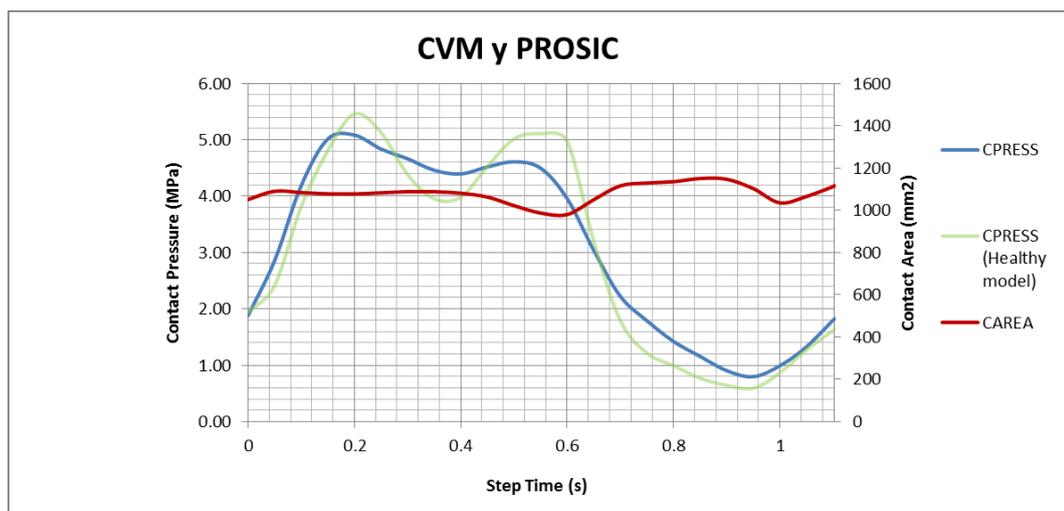
4.2. Modelo de cadera operada

En este apartado del capítulo se van a presentar los resultados obtenidos en las simulaciones de cadera operada. En primer lugar se muestran las gráficas de presión y área de contacto del modelo de prótesis CVM, las cuales son muy similares a las del modelo PROSIC. Esto es debido a que en ambos modelos la geometría de la cabeza femoral y el inserto es idéntica, por lo que los resultados obtenidos tienen variaciones mínimas entorno al (1%). Posteriormente se presentaran las tensiones de contacto que encontramos en ambos modelos de vástago (CVM y PROSIC) durante el ciclo de marcha normal. Finalmente se compararan las tensiones originadas en el fémur para los dos modelos de prótesis durante los diferentes ciclos de carga.

Al igual que en el apartado anterior del capítulo, se van a presentar de manera más detallada los resultados obtenidos para el ciclo de marcha normal, comparando estos con los obtenidos para el modelo de cadera sana. Seguidamente se presentan el resto de resultados obtenidos para el resto de ciclos de carga.

Ciclo de marcha normal ("Normal walking")

Debido a que el ciclo de carga es idéntico para los modelos de cadera sana y operada, el ciclo también comienza con el impacto del talón contra el suelo y finaliza cuando se produce de nuevo el impacto de talón con el mismo pie.



Gráfica 28 - Presiones y área de contacto en el ciclo de marcha normal (modelo articulación operada).

En la imagen siguiente se muestra la distribución de presiones sobre la superficie interna del inserto acetabular en diferentes instantes de tiempo a lo largo del ciclo de marcha.

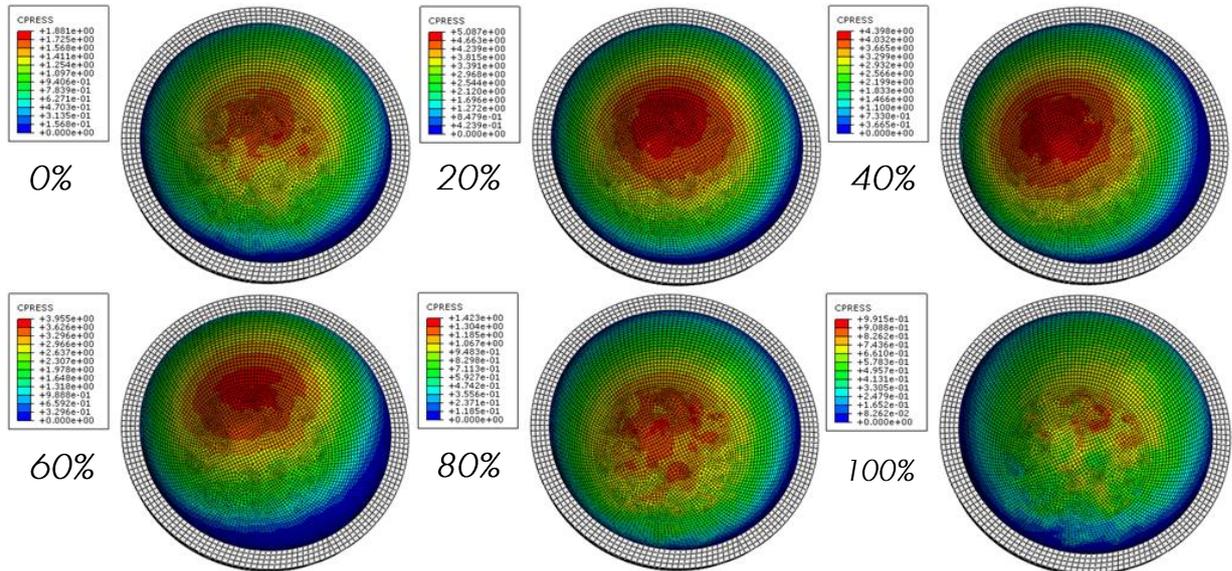


Ilustración 22 - Distribución de presiones sobre la superficie interna del inserto en contacto con la cabeza femoral.

La presión máxima de contacto es de 5.087 MPa cuando el área de contacto entre el inserto y la cabeza femoral es de 1077 mm² lo que supone un 86.85% del área total interior del inserto ($A_{\text{total}}=1240 \text{ mm}^2$), coincidiendo aproximadamente con el 16% del ciclo de marcha. Estos resultados concuerdan con los resultados obtenidos anteriormente en el modelo de cadera sano, siendo estos últimos ligeramente inferiores en ciertos momentos del ciclo como se puede observar en la Gráfica 28.

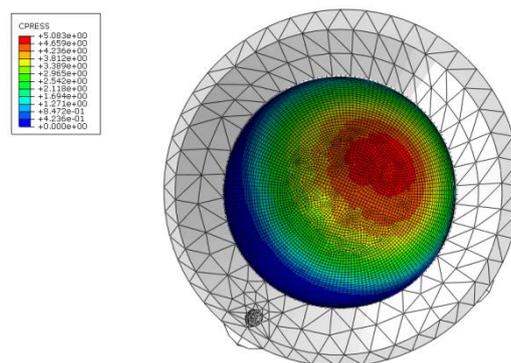
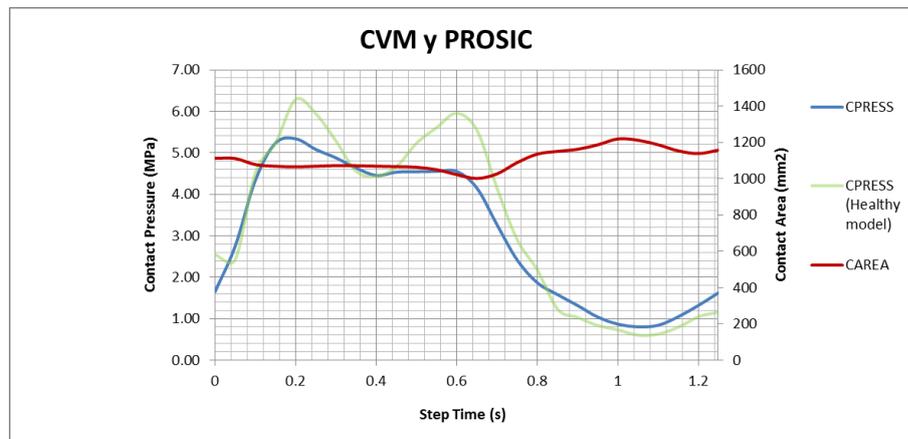


Ilustración 23 – Presión máxima de contacto en el inserto mostrando la geometría completa.

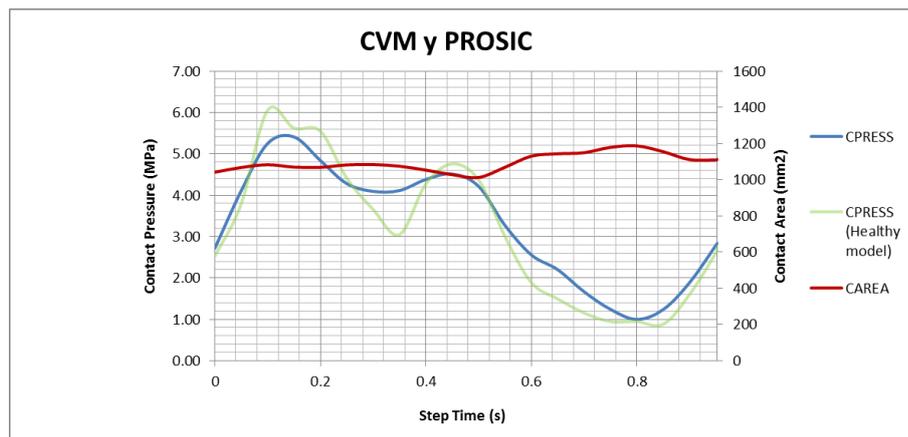
Seguidamente se van a presentar las gráficas de presiones y áreas de contacto para cada uno de los casos. Finalmente en una tabla resumen (Tabla 5), se recogerán las máximas presiones de contacto junto con el área de contacto y el instante en que se producen.

Ciclo de marcha lento ("Slow walking")



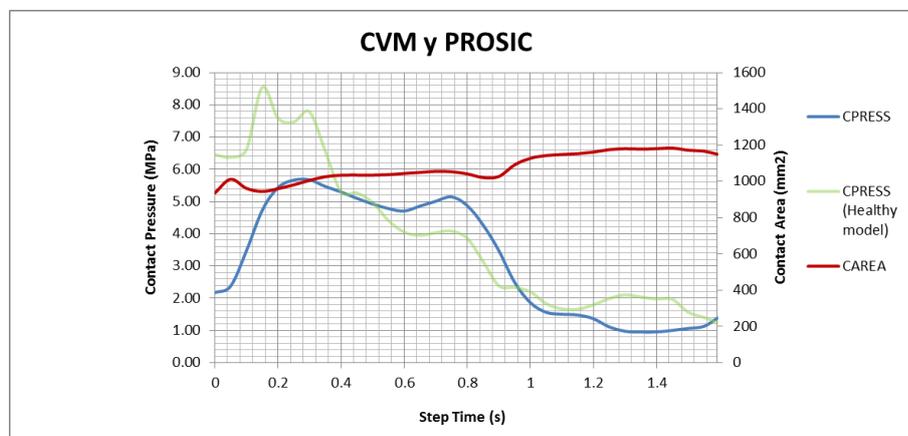
Gráfica 29- Presiones y área de contacto en el ciclo de marcha lento (modelo articulación operada).

Ciclo de marcha rápido ("Fast walking")



Gráfica 30- Presiones y área de contacto en el ciclo de marcha rápido (modelo articulación operada).

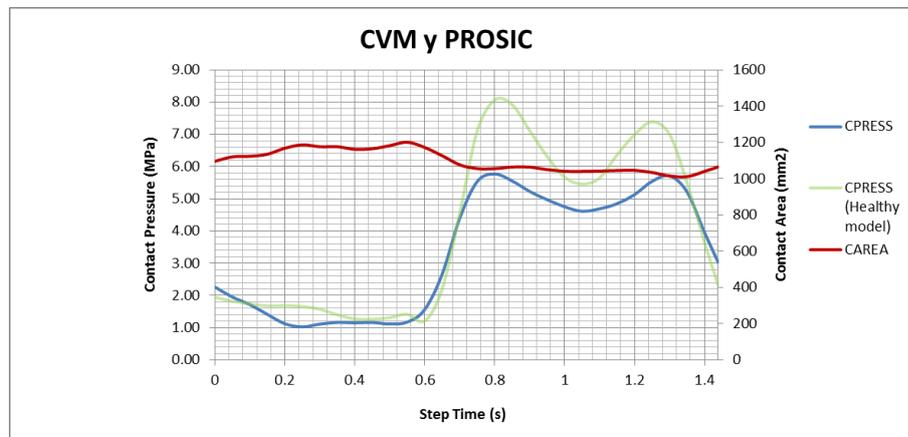
Ciclo de subir escaleras ("Up stairs")



Gráfica 31- Presiones y área de contacto al subir escaleras (modelo articulación operada).

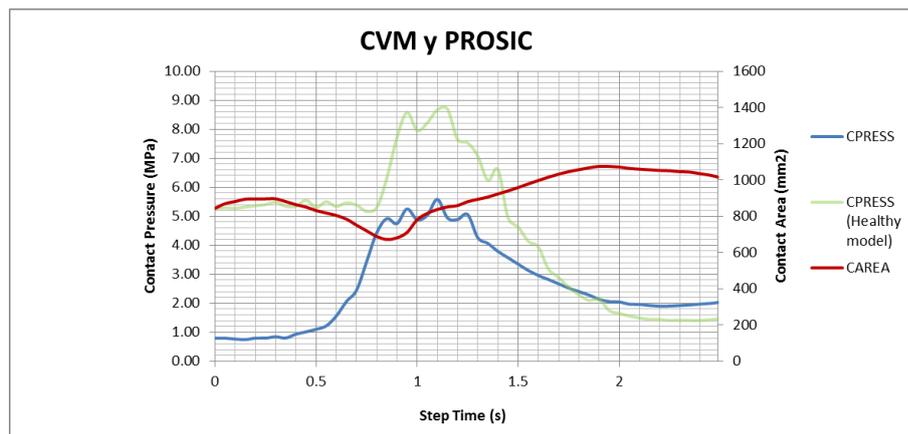


Ciclo de bajar escaleras ("Down stairs")



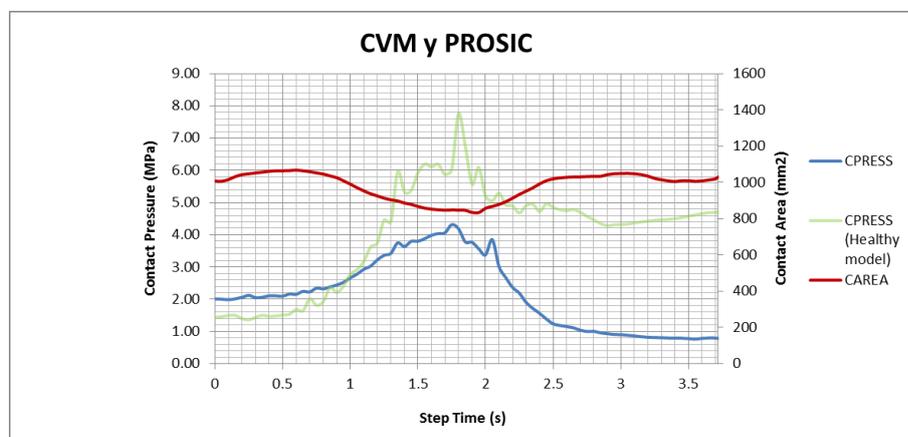
Gráfica 32- Presiones y área de contacto al bajar escaleras (modelo articulación operada).

Ciclo de levantarse de una silla ("Standing up")



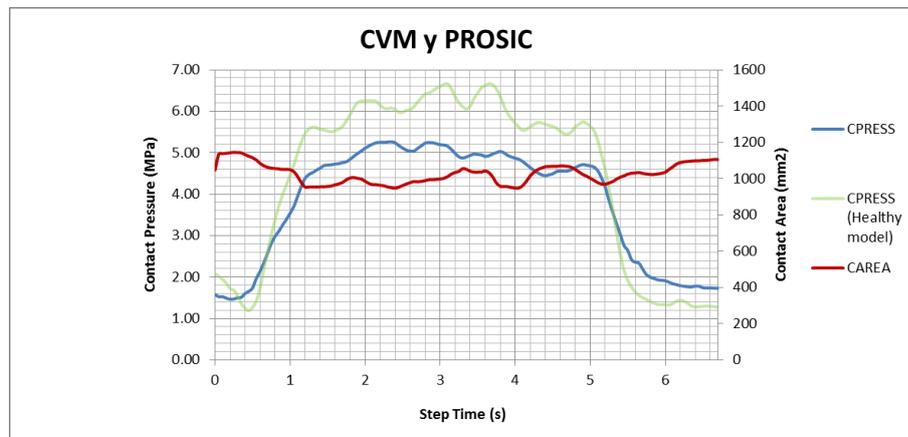
Gráfica 33- Presiones y área de contacto al levantarse de una silla (modelo articulación operada).

Ciclo de sentarse en una silla ("Sitting down")



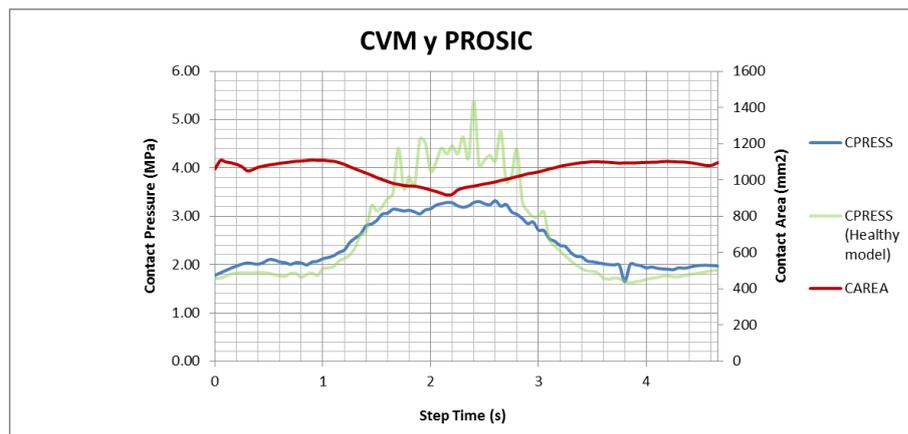
Gráfica 34- Presiones y área de contacto al sentarse en una silla (modelo articulación operada).

Ciclo de estar de pie sobre una única pierna ("Standing")



Gráfica 35- Presiones y área de contacto al estar de pie sobre una única pierna (modelo articulación operada).

Ciclo de agacharse flexionando las rodillas ("Knee bending")



Gráfica 36- Presiones y área de contacto al agacharse flexionando las rodillas (modelo articulación operada).

Como se puede observar en las gráficas presentadas, los resultados obtenidos para las diferentes actividades en los modelos de articulación operada son inferiores a los obtenidos para el modelo de articulación sana. Esto ocurre en mayoritariamente a lo largo de todo el ciclo de carga, siendo más notable en los instantes de mayor presión.

	Presión Máxima [MPa]	Área de contacto (mm ²)	% Ciclo
Normal walking	5.087	1077 - (86.85%)	16.02%
Slow walking	5.337	1065 - (85.88%)	16.02%
Fast walking	5.408	1069 - (86.20%)	15.73%
Up stairs	5.673	1005 - (81.04%)	18.83%
Down stairs	5.768	1055 - (85.08%)	55.59%
Standing up	5.582	837 - (67.50%)	44.19%
Sitting down	4.315	848 - (68.38%)	47.05%
Standing	5.262	950 - (76.61%)	33.05%
Knee bending	3.322	989 - (79.75%)	55.73%

Tabla 5 - Presión máxima de contacto en el inserto acetabular para los diferentes ciclos de carga.

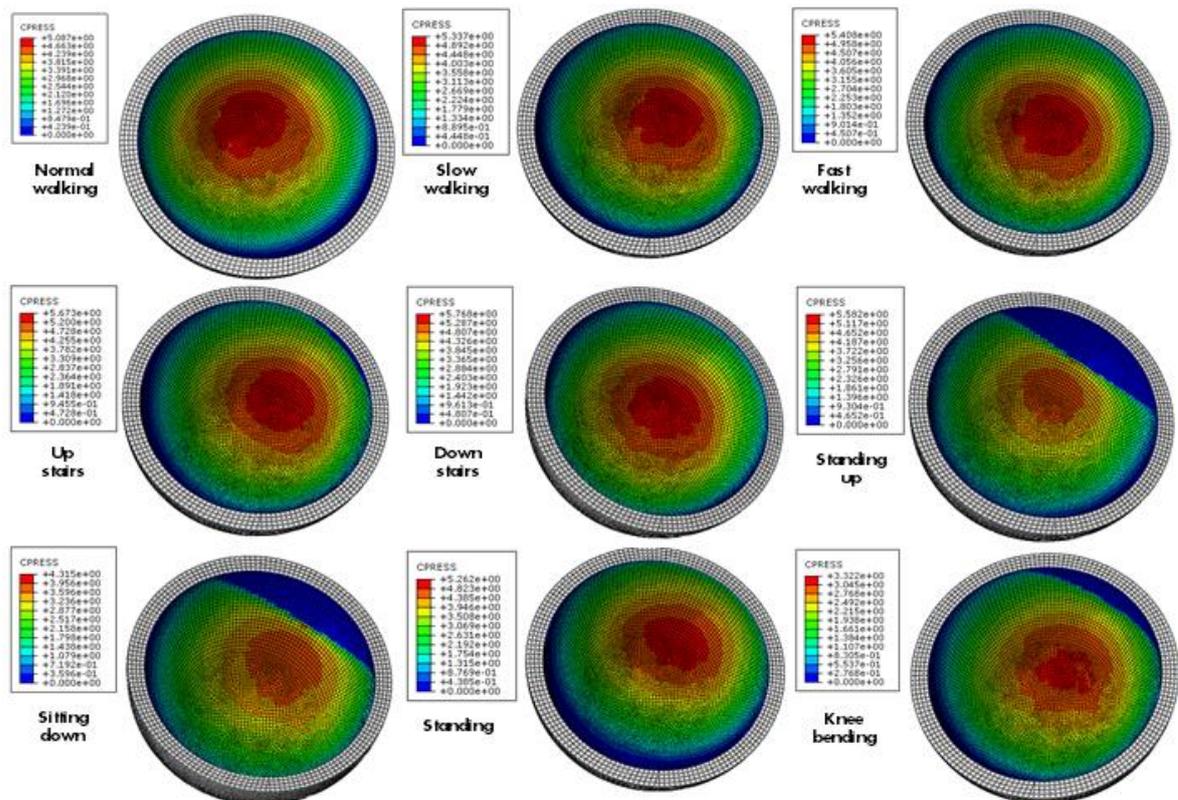


Ilustración 24 - Distribución de la presión máxima de contacto en el inserto en cada ciclo de carga.

A continuación se van a presentar los resultados de las tensiones máximas originadas sobre el vástago de ambas prótesis.

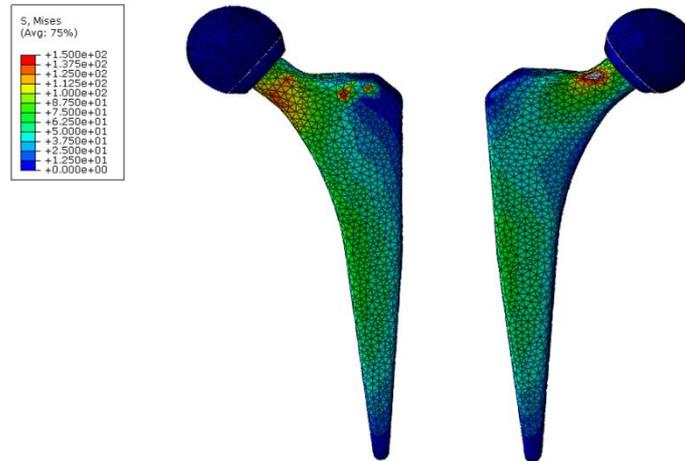


Ilustración 25 – Distribución de las tensiones máximas en el vástago CVM durante el ciclo de marcha normal.

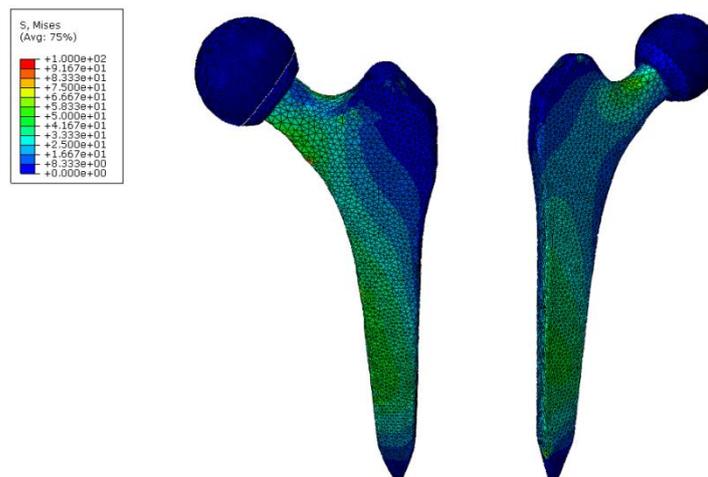


Ilustración 26 – Distribución de las tensiones máximas en el vástago PROSIC durante el ciclo de marcha normal.

Como se puede observar, las tensiones mayores en ambas prótesis se originan en el cuello del vástago y en la zona debajo del cuello. En la siguiente tabla se recogen los máximos picos de tensión registrados durante el cálculo para el modelo CVM durante los diferentes ciclos de carga. Estos valores máximos coinciden de manera aproximada con los instantes de máxima presión en el inserto debido a que son los momentos de mayor sollicitación de la prótesis. La resistencia a la tracción de la aleación Cr-Co, material de fabricación de los vástagos, es de 850 MPa aproximadamente. Aunque es muy superior a la tensión máxima, no significa la inexistencia de fallo mecánico en el vástago, debido a que se podría producir debido a fatiga.



	Tensión Máxima [MPa]
Normal walking	248
Slow walking	264
Fast walking	277
Up stairs	335
Down stairs	235
Standing up	268
Sitting down	215
Standing	175
Knee bending	185

Tabla 6 – Tensiones máximas en el vástago CVM para los diferentes casos de carga.

Los valores de tensión máxima oscilan entre los 175 y 335 MPa, estos picos de tensión aparecen en zona y momentos puntuales. Las tensiones medias a lo largo de los diferentes ciclos de carga oscilan entre 40 y 150 MPa originadas en las zonas con mayor sollicitación mencionadas anteriormente. Los picos de tensión obtenidos por A. Moulgada para otro modelo de vástago diferente son de 330, 360 y 439 MPa para los ciclos de marcha normal, subir escaleras y bajar escaleras, respectivamente [11].

Para terminar el estudio se han comparado las distribuciones de tensiones máximas y mínimas en distintos cortes del fémur durante el ciclo de marcha. El conocimiento de estas tensiones es importante para evitar la patología degenerativa conocido como osteopenia o "Stress Shielding".

En personas sanas, las cargas o tensiones se transmiten a través del cuerpo en forma de fluctuaciones de presión y tensión. Las propiedades visco-elásticas de los tejidos conectivos del cuerpo permiten que las tensiones pasen a través de las capas de tejido de manera similar a las ondas cuando se propagan por el agua. Sin embargo en el caso de las prótesis, al estar compuestas por elementos metálicos y plásticos los cuales poseen mayor resistencia y densidad, tendrán la tendencia de absorber la mayoría de las tensiones que se transmiten a la zona del cuerpo donde estén presentes. Esto supone una pérdida de tensión en los tejidos y elementos óseos circundantes, que causa la reabsorción o pérdida del tejido óseo. Si esto ocurre, se genera un aflojamiento entre la prótesis y la estructura ósea del fémur, lo que provoca la pérdida del implante protésico [11].



Las tensiones máximas y mínimas principales de mayor magnitud originadas en el ciclo de marcha son las representadas en las siguientes imágenes. Estas tensiones coinciden en el instante del ciclo en que las presiones de contacto en el implante también eran máximas (16.02%).

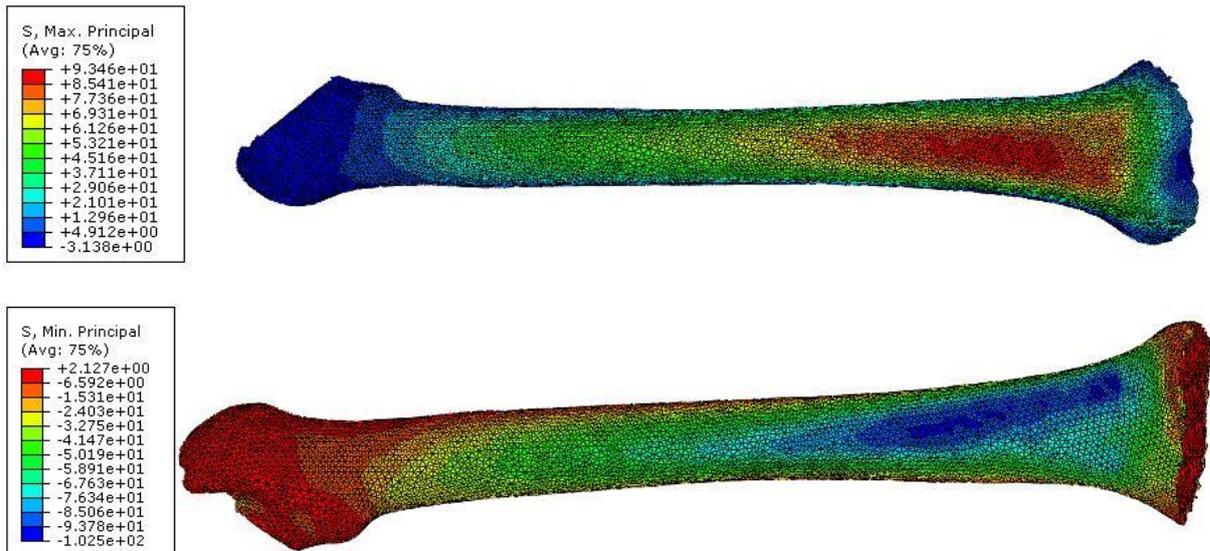


Ilustración 27 – Distribución de tensiones en el fémur del modelo CVM durante el ciclo de marcha normal.

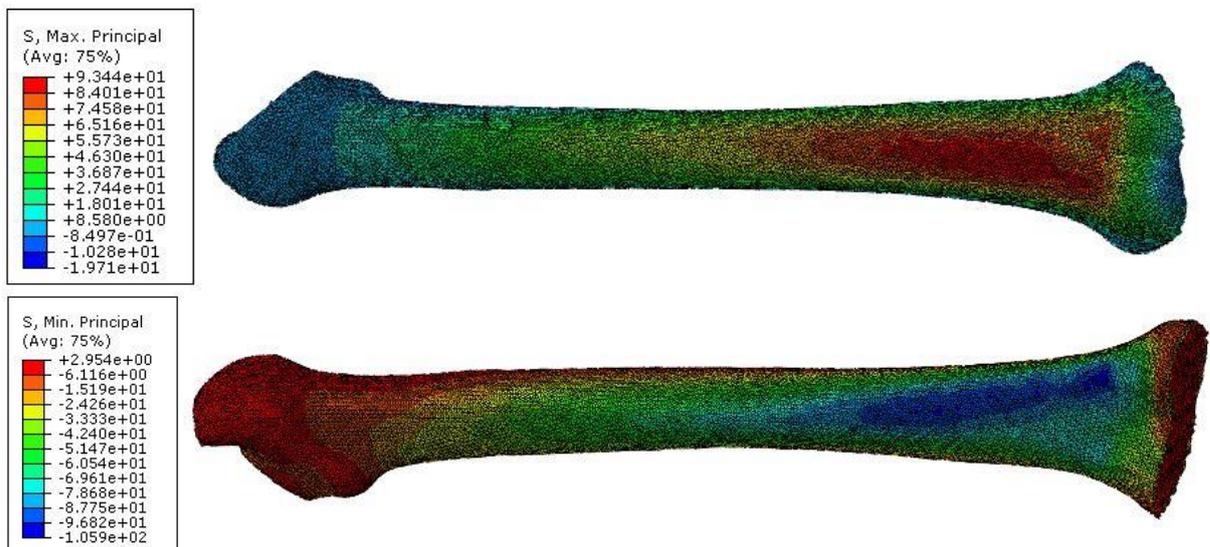


Ilustración 28 - Distribución de tensiones en el fémur del modelo PROSIC durante el ciclo de marcha normal.

Los valores máximos de tensión máxima y mínima principal son muy similares en ambos modelos, siendo inferiores a 140 MPa, valor aproximado de la resistencia mecánica del hueso cortical.

Para ver con más detalle la distribución de tensiones y comparar entre los dos modelos, se han realizado diferentes cortes a lo largo del fémur.

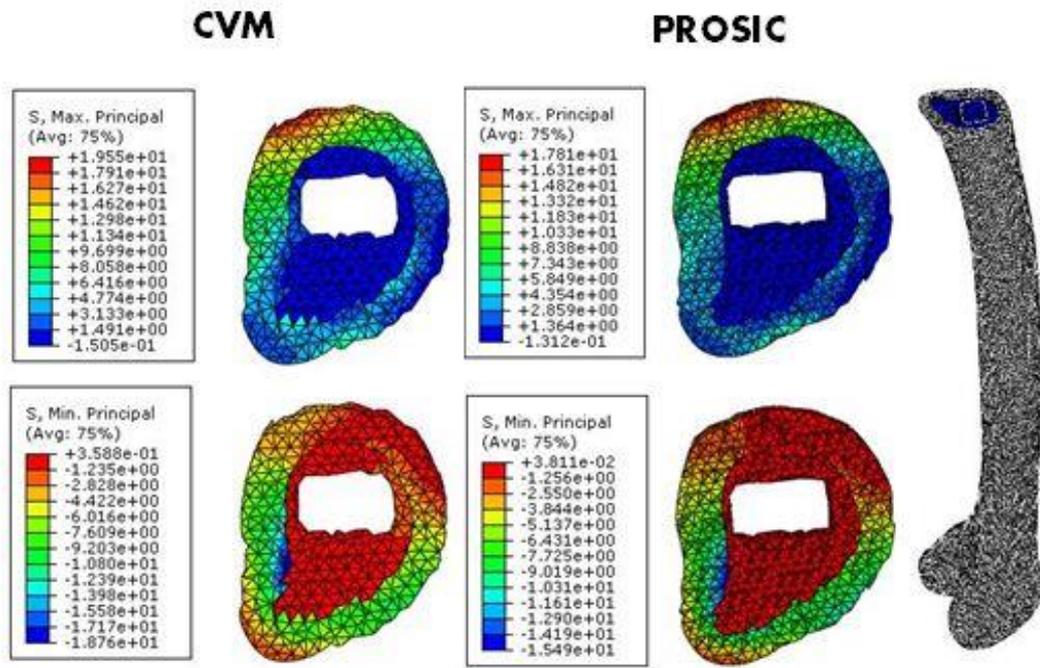


Ilustración 29 – Comparación y distribución de tensiones en el fémur para ambos modelos (Sección 1).

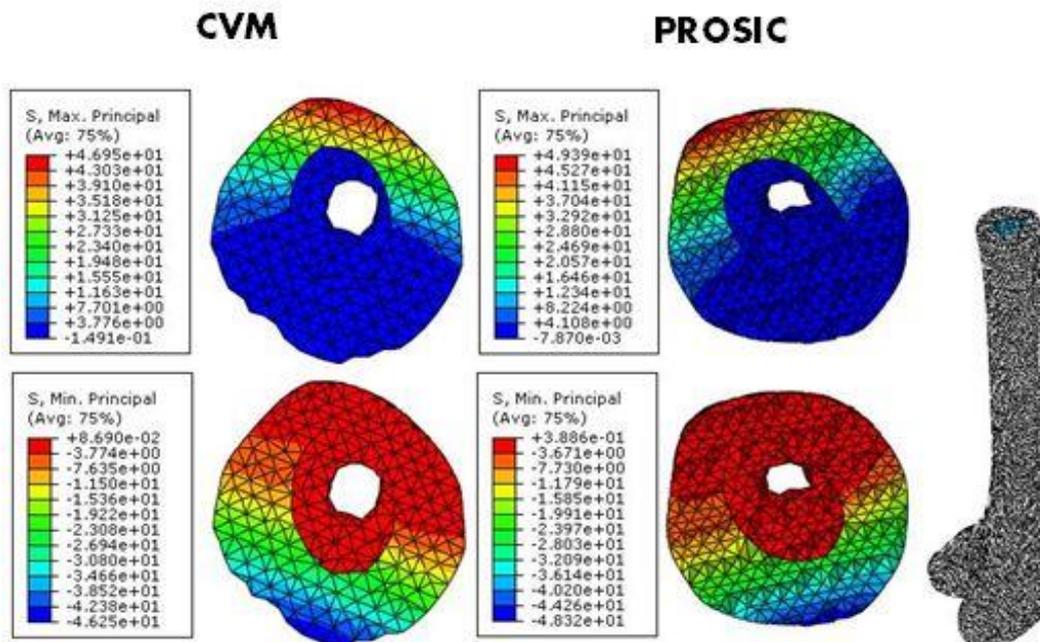


Ilustración 30 – Comparación y distribución de tensiones en el fémur para ambos modelos (Sección 2).

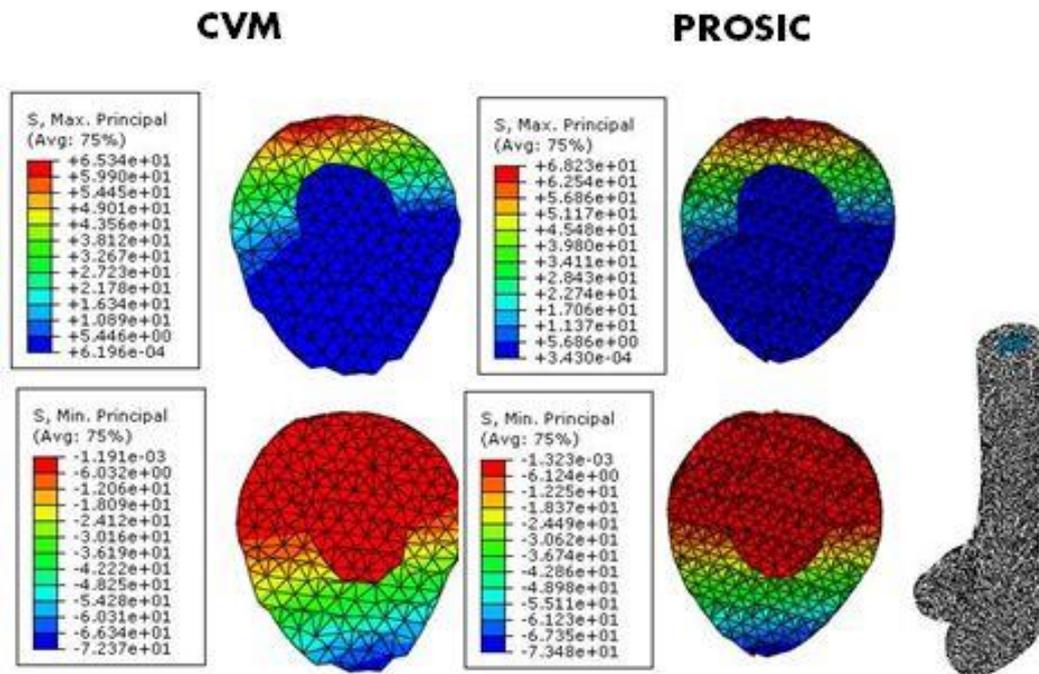


Ilustración 31 - Comparación y distribución de tensiones en el fémur para ambos modelos (Sección 3).

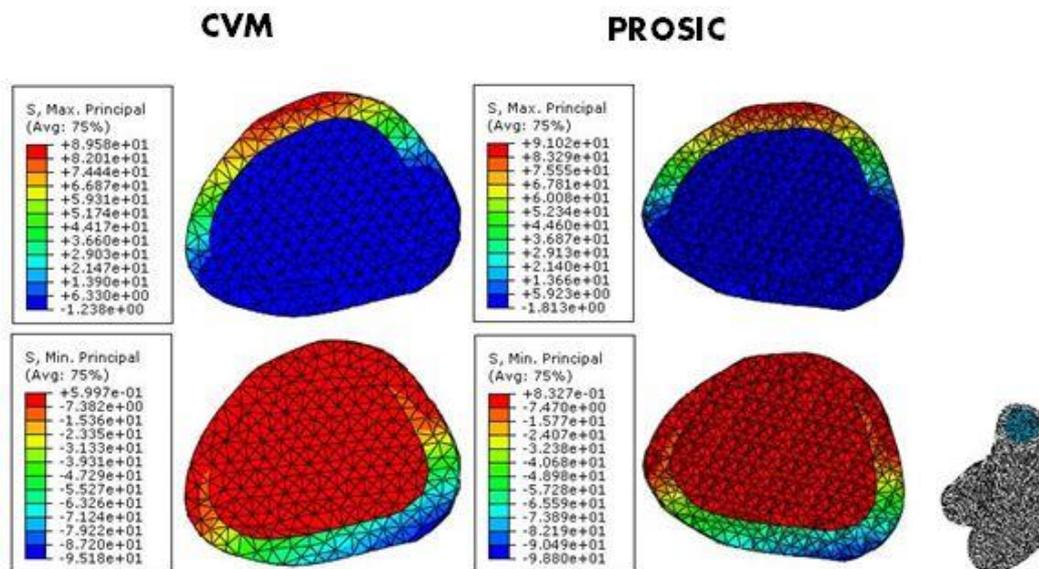


Ilustración 32 - Comparación y distribución de tensiones en el fémur para ambos modelos (Sección 4).

Como se puede observar en las ilustraciones presentadas, el fémur sufre esfuerzos de tracción en la parte anterior y esfuerzos de compresión en la parte posterior. Estos esfuerzos alcanzan su máximo en la zona inferior del hueso, siendo ligeramente superiores los del modelo de vástago no cementado PROSIC.



Finalmente, como los resultados obtenidos en ambos modelos son muy similares en cada una de las secciones, se va a realizar una tabla resumen de las tensiones máximas y mínimas principales de mayor magnitud para cada uno de los diferentes casos de carga únicamente sobre el modelo CVM.

	Tensión Máxima Principal [MPa]	Tensión Mínima Principal [MPa]
Normal walking	93	102
Slow walking	99	107
Fast walking	106	108
Down stairs	64	73
Standing up	138	136
Sitting down	110	102
Knee bending	86	83

Tabla 7 – Tensiones máximas y mínimas principales en el fémur del modelo CVM para los diferentes casos de carga.

El límite resistente del tejido cortical del fémur es aproximadamente de 140 MPa. Los valores obtenidos se encuentran dentro del mismo orden de magnitud que los presentes en el estudio de A. Moulgada que presenta tensiones de 42, 39 y 55 MPa para los ciclos de marcha normal, subir escaleras y bajar escaleras, respectivamente [11]. Estas variaciones en la similitud de los resultados pueden ser debidas múltiples factores como la diferencia de geometría del implante protésico y magnitud en los ciclos e carga.

Al igual que ocurría con las tensiones en el vástago, estos valores máximos también coinciden de manera aproximada en el tiempo con los instantes de máxima presión en el inserto, debido a que son los momentos de mayor sollicitación de la prótesis.



5. Conclusiones

El planteamiento inicial de este trabajo mostraba como objetivo principal el desarrollo de un modelo esquelético de la articulación de la cadera basado en elementos finitos, el cual permita la simulación completa del ciclo de marcha humano así como otras actividades diarias en la vida de los pacientes. Al mismo tiempo se ha pretendido desarrollar un modelo de cálculo de cadera tras la operación quirúrgica de reemplazo total de cadera ("Total Hip Arthroplasty").

La principal novedad que introducen estos modelos es la simulación dinámica de los ciclos de carga en lugar de estudiar instantes estáticos que no contemplan la evolución de las tensiones y las deformaciones previas.

Para la consecución de estos objetivos, en primer lugar se ha construido el modelo de cadera sana a partir de la geometría ósea proporcionada que había sido extraída previamente de tomografías de un paciente. Posteriormente se han modelado los tejidos blandos que forman el cartílago articular y se han insertado el ligamento iliofemoral e isquiofemoral que refuerzan la articulación de la cadera. Mediante un trabajo de búsqueda bibliográfica se han extraído los materiales, condiciones de contorno y de carga para cada uno de las actividades que se pretendían estudiar. El modelo de cadera sana podría ser validado debido a la gran similitud de los resultados de presión obtenidos en el cartílago articular respecto a otras investigaciones consultadas.

A continuación se han realizado los modelos de cadera operada tras implantación protésica para diferentes tipos de prótesis comerciales. Se ha dispuesto de la geometría completa del modelo, así como de la información necesaria de los diversos materiales y pares de contacto presentes en el modelo. Mientras que las cargas y condiciones de contorno de los modelos son similares a las del modelo de articulación sana.

En el modelo de cadera operada, se estudiaron las presiones de contacto que se originan entre el inserto acetabular y la cabeza femoral para el par de contacto PEEK-cerámica, las cuales son de gran importancia para prevenir el desgaste de ambas superficies de contacto. Por otro lado, uno de los aspectos cruciales en el fallo de las prótesis es el aflojamiento por pérdida de masa ósea. Esta pérdida es debida al apantallamiento mecánico "Stress Shielding" que deja sin carga al hueso al absorber la prótesis gran parte de la carga. Para comprobar cuál de las prótesis tiene un mejor comportamiento se han realizado distintos cortes a lo largo del fémur y se han comparado sus niveles de tensión máxima y mínima, observando que el nivel de tensiones que transmiten al hueso es muy similar para ambos tipos de prótesis de reemplazo (CVM y PROSIC).



6. Trabajos futuros

La realización de este proyecto se ha centrado en construcción de dos modelos esqueléticos que permitan la simulación dinámica completa del ciclo de marcha así como de otras actividades cotidianas en el ser humano. Debido a la complejidad del cálculo computacional, los conocimientos y medios disponibles se han adoptado varias simplificaciones en la realización del modelo.

Como líneas futuras de investigación se plantea el aumento de la complejidad en el comportamiento de los materiales, como puede ser el comportamiento poroelástico de los cartílagos en el modelo de cadera sana.

Por otro lado, puede ser de interés la construcción de un modelo musculoesquelético en el cual se introduzcan los ciclos de carga de las diferentes actividades a través de los músculos pertinentes que permiten la realización de dichas actividades en el ser humano.

Por último, la realización de estudios que determinaran los modelos de desgaste y lubricación de las prótesis, así como la influencia de los diferentes pares de contacto.

7. 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*, nº 34, 2001.
- [2] M.O. Heller, G. Bergmann, G. Deuretzbacher, L. D. urselen, M. Pohl, L. Claes, N.P. Haas y G.N. Duda, «Musculoskeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing,» *Journal of Biomechanics*, vol. 34, pp. 883-893, 2001.
- [3] Michael D. Harris, Andrew E. Anderson, Corinne R. Henak, Benjamin J. Ellis, Christopher L. Peters y Jeffrey A. Weiss, «Finite Element Prediction of Cartilage Contact Stresses in,» *JOURNAL OF ORTHOPAEDIC RESEARCH*, 2012.
- [4] S. J. Ferguson, J. T. Bryant, R. Ganz y K. Ito, «The acetabular labrum seal: a poroelastic finite element model.,» *Clinical Biomechanics*, vol. 15 (6), p. 463–468, 2000.
- [5] Mary E. Russell, Kiran H. Shivanna, Nicole M. Grosland y Douglas R. Pedersen, «Journal of orthopaedic surgery and research.,» *Journal of orthopaedic surgery and research.*, 2006.
- [6] Andrew E. Anderson, Benjamin J. Ellis, Steve A. Maas, Christopher L. Peters y Jeffrey A. Weiss, «Validation of Finite Element Predictions of Cartilage Contact Pressure in the Human Hip Joint.,» *J Biomech Eng.*, 2010.
- [7] B. K. Bay, A. J. Hamel, S. A. Olson y N. A. Sharkey, «Statically equivalent load and support conditions produce different hip joint contact pressures and periacetabular strains.,» *Journal of Biomechanics*, vol. 30 (2), 1997.
- [8] H. Yoshida, A. Faust, J. Wilckens, M. Kitagawa, J. Fetto y Edmund Y.-S. Chao, «Three-dimensional dynamic hip contact area and pressure distribution during activities of daily living.,» *Journal of Biomechanics*, vol. 39, p. 1996–2004, 2006.
- [9] Eiichi Genda, Norimasa Iwasaki, Guoan Li, Bruce A. MacWilliams, Peter J. Barrance y Edmund Y.S. Chao, «Normal hip joint contact pressure distribution in single-leg standing effect of gender and anatomic parameters,» *Journal of Biomechanics*, vol. 34, pp. 895-905, 2001.



- [10] B.W. Stansfield, A.C. Nicol, J.P. Paul, I.G. Kelly, F. Graichen y G. Bergmann, «Direct comparison of calculated hip joint contact forces with those measured using instrumented implants. An evaluation of a three-dimensional mathematical model of the lower limb.,» *Journal of Biomechanics*, vol. 36, pp. 929-936, 2003.
- [11] A. Moulgada, M. M. Bouziane, B. Bachir Bouiadjra, S. Benbarek, A. Albedah y T. Achour, «Finite element simulation of stress distribution in the different components of Ceraver-Osteal hip prosthesis: static and dynamic analysis.,» *MECHANIKA*, vol. 20(5), pp. 4552-459, 2014.
- [12] L. Mattei, F. Di Puccio, B. Piccigallo y E. Ciulli, «Lubrication and wear modelling of artificial hip joints: A review.,» *Tribology International*, vol. 44 (5), p. 532-549, 2011.
- [13] J. Stolk, N. Verdonschot y R. Huiskes, «Hip-joint and abductor-muscle forces adequately represent in vivo loading of a cemented total hip reconstruction.,» *Journal of Biomechanics*, vol. 34 (7), p. 917-926, 2001.
- [14] Carolina Dopico-González, Andrew M. New y Martin Browne, «Probabilistic finite element analysis of the uncemented hip replacement effect of femur characteristics and implant design geometry.,» *Journal of Biomechanics*, vol. 43 (3), p. 512-520, 2010.
- [15] Yasuhide Hirata, Yutaka Inaba, Naomi Kobayashi, Hiroyuki Ike, Hiroshi Fujimaki y Tomoyuki Saito, «Comparison of mechanical stress and change in bone mineral density between two types of femoral implant using finite element analysis.,» *The Journal of arthroplasty*, vol. 28 (10), p. 1731-1735, 2013.
- [16] H. F. ElSheikh, B. J. MacDonald y M. S. J. Hashmi, «Finite element simulation of the hip joint during stumbling: a comparison between static and dynamic loading.,» *Journal of Materials Processing Technology*, vol. (0), p. 249-255, 2003.
- [17] S. Gabarre, «Analysis of the behaviour of total hip arthroplasty with pcu buffer.,» 2014.
- [18] C. Dra. Marco Sanz, «Cinesiología de la marcha humana normal.,» [En línea]. Available:
<http://wzar.unizar.es/acad/cinesio/Documentos/Marcha%20humana.pdf>.
- [19] Junyan Li, Todd D. Stewart, Zhongmin Jin, Ruth K. Wilcox y John Fisher, «The influence of size, clearance, cartilage properties, thickness and hemiarthroplasty on the contact



- mechanics of the hip joint with biphasic layers.,» *Journal of Biomechanics*, 2013.
- [20] Antonio J. Sánchez Egea, Marius Valera, Juan Manuel Parraga Quiroga, Ignasi Proubasta, Jérôme Noailly y Damien Lacroix, «Impact of hip anatomical variations on the cartilage stress: A finite element analysis towards the biomechanical exploration of the factors that may explain primary hip arthritis in morphologically normal subjects,» *Clinical Biomechanics*, pp. 445-450, 2014.
- [21] Bryce C. Allen, Christopher L. Peters, Nicholas A. T. Brown y Andrew E. Anderson, «Acetabular Cartilage Thickness: Accuracy of Three-Dimensional Reconstructions from Multidetector CT Arthrograms in a Cadaver Study,» *Radiology*, vol. 255, nº 2, pp. 544-552, 2010.
- [22] Shepherd, D.E. y Seedhom, B.B., «Thickness of human articular cartilage in joints of the lower limb.,» vol. 58, pp. 27-34, 1999.
- [23] Li, W., Beaudoin, G. y Member, S., «Human hip joint cartilage: MRI quantitative thickness and volume measurements discriminating.,» *Trans. Biomed. Eng.*, vol. 55, nº 12, 2008.
- [24] Naish, J.H., Xanthopoulos, E., Hutchinson, C.E., Waterton, J.C. y Taylor, C.J., «MR measurement of articular cartilage thickness distribution in the hip.,» *Osteoarthritis Cartilage*, vol. 14, nº 10, pp. 967-973, 2006.
- [25] A. C. Echenique, «Desarrollo de un modelo músculo-esquelético de cadera para el desarrollo de nuevas prótesis,» 2014.
- [26] Andrew D. Speirs, Daniel L. Benoit, Mélanie L. Beaulieu, Mario Lamontagne y Paul E. Beaulé, «The Accuracy of the Use of Functional Hip Motions on Localization of the Center of the Hip,» *Hospital for Special Surgery*, 2012.
- [27] Q. W. Jia, «CFPEEK Composite Materials For Hip Prosthesis Fabrication Wear And Biological Fixation,» 07 02 2002. [En línea]. Available: <http://globethesis.com/?t=2144360032952290>.
- [28] Mavcic B., Pompe B. y Antolic V., «Mathematical estimation of stress distribution in normal and dysplastic human hips.,» *Journal of Orthopaedic*, nº 20, pp. 1025-1030, 2002.
- [29] B. R., «Osteoarthritis of the hip: classification and pathogenesis.,» *Berlin and New York: Springer-Verlag.*, 1963.



- [30] Afoke NY, Byers PD y Hutton WC, «Contact pressures in the human hip joint.,» *J Bone Joint Surg Br*, nº 69, p. 536–541, 1987.
- [31] Brown TD y Shaw DT, «In vitro contact stress distributions in the natural human hip.,» *Journal of Biomechanics*, nº 16, pp. 373-384, 1983.
- [32] Von Eisenhart-Rothe RAC, Steinlechner M y Muller-Gerbl M, «Quantitative determination of joint incongruity and pressure distribution during simulated gait and cartilage thickness in the human hip joint.,» *Journal of Orthopaedic*, nº 7, pp. 532-539, 1999.
- [33] Adam Stops, Ruth Wilcox y Zhongmin Jin, «Computational modelling of the natural hip: a review of finite element and multibody simulations.,» *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, pp. 963-979, 2011.
- [34] Mélanie L. Beaulieu, Mario Lamontagne y Paul E. Beaulé, «Lower limb biomechanics during gait do not return to normal following total hip arthroplasty.,» *Gait & Posture*, vol. 32, pp. 269-273, 2010.
- [35] Nicholas Brisson, Mario Lamontagne, Matthew J. Kennedy y Paul E. Beaulé, «The effects of cam femoroacetabular impingement corrective surgery on lower-extremity gait biomechanics.,» *Gait & Posture*, vol. 37, pp. 258-263, 2013.
- [36] Richard A. Brand, Douglas R. Pedersen, Dwight T. Davy, Geoffery M. Kotzar, Kingsbury G. Heiple, y Victor M. Goldberg, «Comparison of Hip Force Calculations and Measurements in the Same Patient.,» *The Journal of Arthroplasty*, vol. 9, nº 1, 1994.
- [37] Ely L. Steinberg, Ehud Rath, Amir Shlaifer, Ofir Chechik, Eran Maman y Moshe Salai, «Carbon fiber reinforced PEEK Optima—A composite material biomechanical properties and wear/debris characteristics of CF-PEEK composites for orthopedic traumaimplants.,» *Journal of the mechanical behaviour of biomedical materials*, vol. 17, pp. 221-228, 2013.
- [38] Operarme.es, «Operarme.es especialistas en cirugía.,» 2016. [En línea]. Available: <https://www.operarme.es/tratamiento/11/protesis-total-de-cadera-artroplastia/>, <https://www.operarme.es/noticia/96/anatomia-de-la-articulacion-de-la-cadera/>.