

ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIERÍA INFORMÁTICA

GRADO EN INGENIERÍA DE LA SALUD

MENCIÓN EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

**Estudio mediante análisis de elementos finitos de un
espaciador temporal articulado de cadera**

**Study of a temporary articulating hip spacer by means
of finite element analysis**

Realizado por

Laura Espada Marín

tutorizado por

Francisco Manuel García Vacas

Departamento

Ingeniería Mecánica, Térmica y de Fluidos

UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

MÁLAGA, Septiembre de 2018

Fecha de defensa:

El secretario del Tribunal

Resumen

Cada año se realizan alrededor de 30.000 artroplastias o reemplazos totales de cadera en España. Se trata de una de las operaciones de reemplazo más exitosas en ortopedia, aunque también se producen casos de fracaso protésico. Entre el 0.5 % y el 3 % de los fracasos, suelen deberse a una infección producida en el implante o en las proximidades a este.

La infección de un reemplazo total de cadera es de las complicaciones más graves, y el recambio protésico puede realizarse en uno o dos tiempos quirúrgicos. La artroplastia de revisión en dos tiempos consiste en la extracción de la prótesis infectada, el posterior inserto de un espaciador temporal, y, una vez ya tratada la infección, la retirada de este y el emplazamiento de la prótesis definitiva.

En este trabajo se ha modelado un espaciador temporal articulado de cadera, ya presente en el mercado, para posteriormente, mediante el software Abaqus/CAE, pronosticar los valores de las tensiones que se generan en este, para mejorar los parámetros que darían lugar al fracaso protésico. También ha sido necesario el uso del software SolidWorks, para el modelado del espaciador.

Para poder entender los conceptos que se presentan, primero se realiza una introducción teórica sobre las características y propiedades de los huesos que forman la cadera humana, y del espaciador temporal de cadera, así como la explicación de cada uno de los estados de carga de la marcha humana a los que se ve sometido el espaciador una vez implantado.

Finalmente, se ha comprobado los valores obtenidos mediante el estudio y se ha procedido a mejorar el modelo, haciendo una posterior comparación de ambos.

Palabras clave:

- Prótesis de cadera.
- Revisión protésica.
- Infección protésica.
- Espaciador temporal de cadera.
- Polimetilmetacrilato.
- Elementos finitos.

Abstract

Each year, about 30.000 hip replacements or total hip replacements are performed in Spain. This is one of the most successful replacement operations in orthopedics, although there are also cases of prosthetic failure. Between 0.5 % and 3 % of the failures are due to implant infections or to infections in the vicinity of it.

The infection of a total hip replacement is one of the most serious complications, in this case, the prosthetic replacement can be performed in one or two surgical times. The two-stage revision operation consists in the extraction of the infected prosthesis, the subsequent implantation of a temporary spacer, and, once the infection has been treated, the implant of the definitive prosthesis.

In this research study we have modelled a temporary articulating hip spacer, already present in the market, and then we have proceeded to predict the values of the stress generated in this by means of the software Abaqus/CAE with the aim to improve the parameters that would lead to prosthetic failure. Also, for modelling the spacer, it has been necessary to use SolidWorks software.

In order to understand the concepts, first a theoretical introduction of the characteristics and properties of the human hip bones as well as of the temporary hip spacer is presented, along with the explanation of each one of the load stages to which the spacer is subjected once implanted.

Finally, the values obtained after the study have been checked, and the model has been improved, making a later comparison between both.

Keywords:

- Hip prosthesis.
- Prosthetic revision.
- Prosthetic infection.
- Hip temporary spacer.
- Polymethyl-methacrylate.
- Finite elements.

Agradecimientos

A mi tutor, Francisco García, por darme la oportunidad de elaborar este trabajo y ayudarme en su realización.

Al doctor Eric Margalet, hacia quien sólo puedo expresar mi más sincero agradecimiento por toda la ayuda que me ha brindado.

A mis padres y hermana, quienes me han apoyado durante toda esta etapa académica que hoy finaliza. A mis padres les agradezco su eterno cariño y dedicación. Gracias a ellos, estoy alcanzando todas mis metas.

Índice general

1. Introducción	1
1.1. Objetivo	2
1.2. Estructura del proyecto	2
2. Articulación de la cadera	3
2.1. Anatomía de la articulación de la cadera	3
2.2. Artrocinemática de la articulación de la cadera	4
2.3. Osteocinemática de la articulación de la cadera	6
2.3.1. Plano frontal	6
2.3.2. Plano sagital	7
2.3.3. Plano transversal	8
2.4. Marcha humana	9
2.4.1. Ciclo de la marcha humana	9
3. Prótesis de cadera	11
3.1. Tipos de prótesis de caderas	12
3.2. Complicaciones en prótesis de caderas	13
3.2.1. Fractura	13
3.2.2. Aflojamiento	14
3.2.3. Infección	14
3.3. Intervención de remplazo para prótesis infectadas	15
3.3.1. Revisión en 1 tiempo quirúrgico	15
3.3.2. Revisión en 2 tiempos quirúrgicos	15
4. Espaciador temporal de cadera	17
4.1. Tipos de espaciadores temporales de cadera	17
4.2. Propiedades del espaciador temporal de cadera	18
4.3. Cementos óseos con antibióticos	19
4.4. Problemática de los espaciadores temporales actuales	20
5. Métodos	21
5.1. Modelado geométrico	22
5.2. Método de elementos finitos	23
5.2.1. Materiales	24

5.2.2. Mallado y estudio de convergencia	24
5.2.3. Contactos	26
5.2.4. Condiciones de contorno	26
5.2.5. Acoplamiento	27
5.2.6. Cargas	28
6. Resultados	33
6.1. Espaciador inicial	33
6.1.1. Tensiones de Von Mises	33
6.2. Espaciador propuesto	38
6.2.1. Tensiones de Von Mises	39
6.3. Comparación de ambos espaciadores	43
7. Conclusiones y Líneas futuras de trabajo	45
8. Referencias bibliográficas	47

Índice de figuras

2.1. Anatomía de una articulación de cadera sana ²	3
2.2. Ángulos cervico-diafisarios. ³	4
2.3. Rotación en la articulación de la cadera ⁴	5
2.4. Rodadura en la articulación de la cadera ⁴	5
2.5. Deslizamientos en la articulación de la cadera ⁴	5
2.6. Ángulos cervico-diafisarios ³	6
2.7. Movimientos de abducción de la cadera. ¹	7
2.8. Movimientos de aducción de la cadera. ¹	7
2.9. Movimientos de flexión de la cadera. ¹	8
2.10. Movimientos de extensión de la cadera. ¹	8
2.11. Movimientos de rotación de la cadera. ¹	9
2.12. Ciclo de la marcha humana ⁸	10
3.1. Articulación de cadera sana y dañada. ¹⁰	11
3.2. Tipos de prótesis de cadera.	13
4.1. Espaciador temporal de cadera con alma metálica ¹³	17
5.1. Molde y espaciador temporal de cadera. ⁹	21
5.2. Geometría 3D del espaciador.	22
5.3. Dimensiones del espaciador.	22
5.4. Geometría 3D del acetábulo.	23
5.5. Geometría 3D del conjunto.	23
5.6. Gráfica de convergencia de mallado.	24
5.7. Mallado del espaciador.	25
5.8. Empotramiento de la superficie exterior del acetábulo.	26
5.9. Acoplamiento de los nodos al centro de la cabeza del acetábulo.	27
5.10. Sistema de coordenadas del modelo 3D.	28
5.11. Gráfica de las tensiones máximas ejercidas sobre la cabeza femoral en un ciclo completo de la marcha humana.	29
5.12. Gráfica de los movimientos angulares de la cabeza femoral en un ciclo completo de la marcha humana.	30
6.1. Distribución de tensiones de von Mises en el espaciador inicial para cada instante del ciclo de la marcha.	37

6.2. Geometría 3D del espaciador propuesto.	38
6.3. Geometría de la zona del cuello del espaciador.	38
6.4. Distribución de tensiones de von Mises en el espaciador propuesto para cada instante del ciclo de la marcha.	42
6.5. Gráfica comparativa de las tensiones de von Mises en diferentes espaciado- res temporales de cadera.	43

Capítulo 1

Introducción

La articulación de la cadera es una de las más grandes del cuerpo humano, soporta gran parte del peso corporal y desempeña un papel importante en la movilidad de las extremidades corporales inferiores. Una cadera sana permite efectuar muchos movimientos sin dolor, pero si se lesiona, deja de funcionar adecuadamente. Cuando esto ocurre, uno de los posibles tratamientos es realizar un reemplazo parcial o total de la articulación.

A pesar de los grandes avances que ha supuesto tanto los nuevos biomateriales que conforman las prótesis de cadera actuales, como las nuevas técnicas quirúrgicas, mucho más preventivas, siguen surgiendo complicaciones postquirúrgicas. Una de las complicaciones, en concreto, la más grave, es la infección.

Cuando se infecta una prótesis de cadera, la manera de actuar dependerá de la consideración del cirujano y de las circunstancias del paciente. En la actualidad la opción para erradicar la infección con mejores resultados es, la artroplastia de revisión en dos tiempos. Esta consiste en dos cirugías, la retirada de la prótesis infectada, y, una vez que ya se ha terminado de tratar la infección, el emplazamiento de la prótesis definitiva.

Entre ambos tiempos quirúrgicos se coloca un implante temporario con forma geométrica muy similar a las prótesis de caderas actuales, denominado espaciador temporal. Los espaciadores están contruidos con polimetilmetacrilato (PMMA) impregnado de medicamentos, que ayudan al tratamiento mediante la liberación de antibióticos. Además de ayudar a tratar la infección, también ayudan a prevenir la retracción de los tejidos, facilitando la posterior revisión y cirugía, simplificar el acto quirúrgico, mantener la función muscular de la cadera y permitir una temprana rehabilitación del paciente, conservando la movilidad de la articulación para conseguir una mejor calidad de vida entre los dos tiempos quirúrgicos.

1.1. Objetivo

En la actualidad, a pesar de las altas tasas de éxito al tratar las infecciones mediante los espaciadores impregnados de medicamento, también se han registrado, tras la implantación de estos, otras complicaciones. Una de las principales es la fractura del implante, debido a la geometría, el material del mismo, o bien por el incumplimiento del paciente aplicando cargas mayores a las soportadas.

En este trabajo se va a analizar la distribución de las tensiones, mediante simulaciones computacionales, de la actividad más común que puede realizar el paciente con el implante, la marcha humana, con el objetivo de realizar posibles mejoras en el mismo, a fin de reducir las fallas por fatiga y una posible fractura del mismo. Se va a modelar, para la realización del estudio, un espaciador ya comercializado por la casa comercial Zimmer Biomet.

1.2. Estructura del proyecto

El presente trabajo se ha estructurado en los siguientes siete capítulos, incluyendo este primer capítulo y las referencias bibliográficas.

- En el segundo capítulo se aborda una descripción de la anatomía y biomecánica de la cadera. En una primera parte se describe los huesos que forman la cadera y la fisiología de estos. A continuación se describe con un poco más de detalle la movilidad de la articulación. Por último se comenta una de las actividades más frecuentes en la que interviene, entre otras articulaciones, la cadera.
- El tercer capítulo trata sobre las prótesis de caderas. Primero se citan los tipos de prótesis que existen actualmente en el mercado. A continuación se expone las diferentes complicaciones que se pueden generar en este tipo de prótesis, para continuar comentando como tratar una de las complicaciones más graves.
- En el cuarto capítulo se exponen los espaciadores temporales de cadera, objeto del presente trabajo. Primero se citan los tipos de espaciadores presentes en el mercado y las propiedades de estos. A continuación, se describe el material con el que se realiza dichos espaciadores, y por último se comentan los problemas de estos en la actualidad.
- El quinto capítulo describe como se ha modelado la geometría del espaciador en el presente trabajo. También aborda la creación del modelo de elementos finitos del espaciador temporal de cadera, a partir de la geometría 3D obtenida previamente.
- En el sexto capítulo se presenta los resultados finales del estudio. A través de estos, se realiza una pequeña mejora del espaciador, comparando los resultados de la simulación de ambos.
- En el capítulo séptimo se resume y exponen las conclusiones del presente trabajo.

Capítulo 2

Articulación de la cadera

Es la articulación mediante la cual se forma la conexión primaria entre la parte superior y la inferior del cuerpo humano, esqueleto y extremidades inferiores respectivamente. Su función es la de orientarlo en todas las direcciones del espacio.

2.1. Anatomía de la articulación de la cadera

La cadera o articulación coxofemoral es una de las articulaciones más grandes y estables del cuerpo humano, soporta todo el peso de este. A diferencia de las otras articulaciones, posee una amplitud del movimiento más reducida, pero, también una mayor estabilidad intrínseca proporcionada por sus superficies articulares y medios de unión. Es una de las articulaciones más difíciles de luxar.¹

La articulación de la cadera es una enartrosis de tipo esferoidal, que se da entre la cabeza esférica del fémur y la cavidad cotiloidea o acetábulo del hueso coxal. Estas dos estructuras están muy adaptadas la una a la otra.^{1 2} En la figura 2.1 se puede ver un ejemplo de una articulación de cadera sana. Se puede observar como la conexión entre ambas partes da lugar a la articulación.

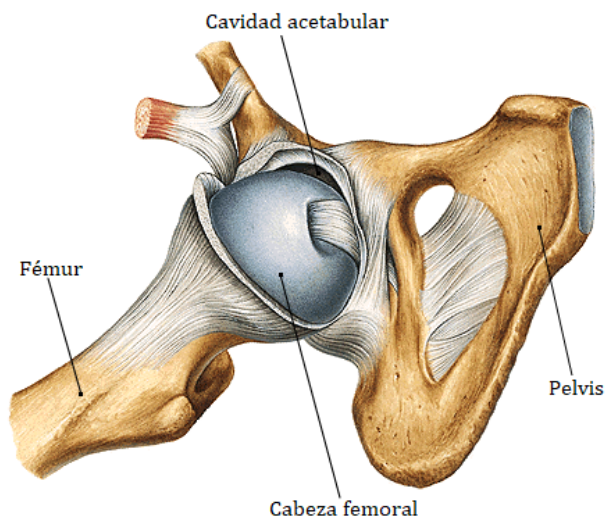


Figura 2.1: Anatomía de una articulación de cadera sana².

La cabeza femoral, epífisis proximal, tiene la forma de una esfera de 40 a 50mm de diámetro. El cuello del fémur sirve de apoyo a la cabeza femoral y asegura su unión. Ambos tienen una forma muy variable según la persona.¹

El cuerpo y el cuello del fémur forman un ángulo denominado cérvico-diafisario, o de inclinación, en condiciones normales el eje forma un ángulo con el eje diafisario de 126°. Este ángulo es muy importante para la estabilidad del fémur, cuanto menor es el ángulo, mayor es el riesgo a una fractura del cuello femoral.³ Como podemos observar en la figura 2.2, el anciano tiene una mayor probabilidad de fractura ósea.

La cavidad cotiloidea está situada en la cara externa del hueso ilíaco. Tiene forma de hemiesfera y recibe la cabeza femoral, pero sin entrar en contacto con ella. Entre ambos se encuentra una delgada lámina ósea que separa ambas caras.¹

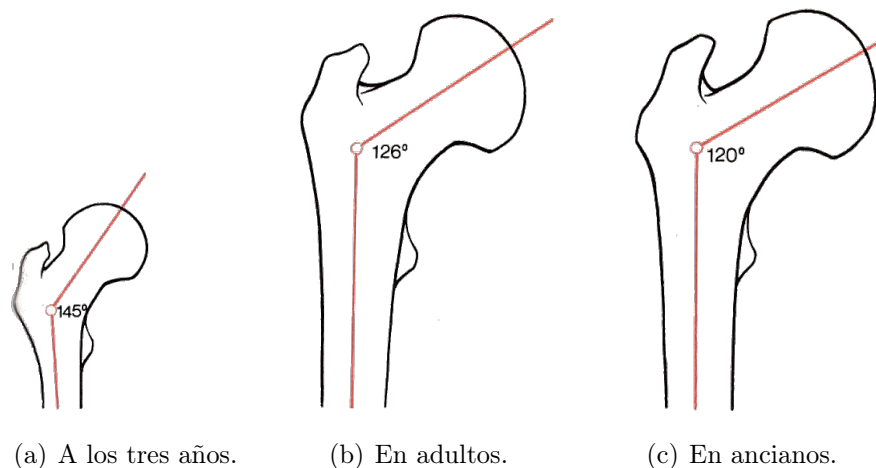


Figura 2.2: Ángulos cérvico-diafisarios.³

La cabeza del fémur está completamente cubierta de cartílago, a excepción de una pequeña parte en la que se encuentra el ligamento redondo, que une la cabeza con la cavidad cotiloidea. La cavidad, a diferencia de la cabeza del fémur, no está completamente cubierta de cartílago, sino que la recubre una capa de tejido graso. Tanto el cartílago como la capa de tejido graso, proporcionan una suave articulación entre ambas superficies y absorbe toda la carga ejercida sobre esta. La articulación de la cadera está recubierta en su totalidad por la cápsula articular, la cual ayuda al movimiento de esta.^{1 3}

2.2. Artrocinemática de la articulación de la cadera

La artrocinemática, es el estudio del movimiento que se da en la articulación, sin tener en cuenta el segmento óseo en cada uno de los planos, ni las articulaciones y la causa que lo produce. Se tratan de micromovimientos.

Al ser la cadera una articulación de tipo enartrosis, posee tres grados de movilidad artrocinemática, y partiendo de la posición anatómica sus micromovimientos son de tipo rotación, rodadura y deslizamiento.¹

Rotación

Consiste en que una superficie móvil, rota sobre otra superficie fija, cuando diferentes puntos de la primera entran en contacto sucesivo con un mismo punto de la segunda.⁴

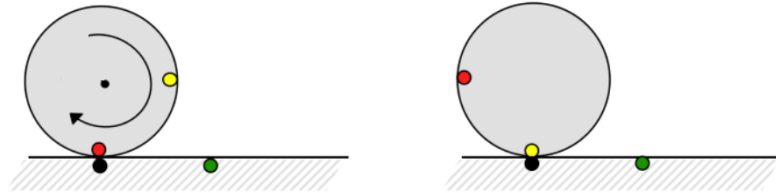


Figura 2.3: Rotación en la articulación de la cadera⁴.

Rodadura

Consiste en que una superficie móvil, rueda sobre otra superficie fija, cuando diferentes puntos de la primera toman contacto sucesivo con diferentes puntos de la segunda.⁴



Figura 2.4: Rodadura en la articulación de la cadera⁴.

Deslizamiento

Consiste en que una superficie móvil, se desliza sobre otra superficie fija, cuando un mismo punto de la primera toma contacto con diferentes puntos de la segunda.⁴



Figura 2.5: Deslizamientos en la articulación de la cadera⁴.

2.3. Osteocinemática de la articulación de la cadera

La osteocinemática, es el estudio del desplazamiento de los huesos en el espacio, sin importar los músculos que se contraen para lograrlo. Son los movimientos que se ven a través de una simple observación. Se trata de macromovimientos.

Balaceo

Es un movimiento pendular del hueso alrededor de uno de sus extremos, que se desarrolla en los planos frontal y sagital.⁵

Giro

Es una rotación del hueso sobre sí mismo, alrededor de su propio eje mecánico, que se desarrolla en el plano transversal.⁵

Desde el punto de vista de la osteocinemática, los huesos realizan, balaceo: flexión, extensión, abducción y adducción, y giro: rotación interna o externa. A continuación, se expondrán los movimientos que puede realizar la cadera en cada uno de los diferentes planos, figura 2.6.

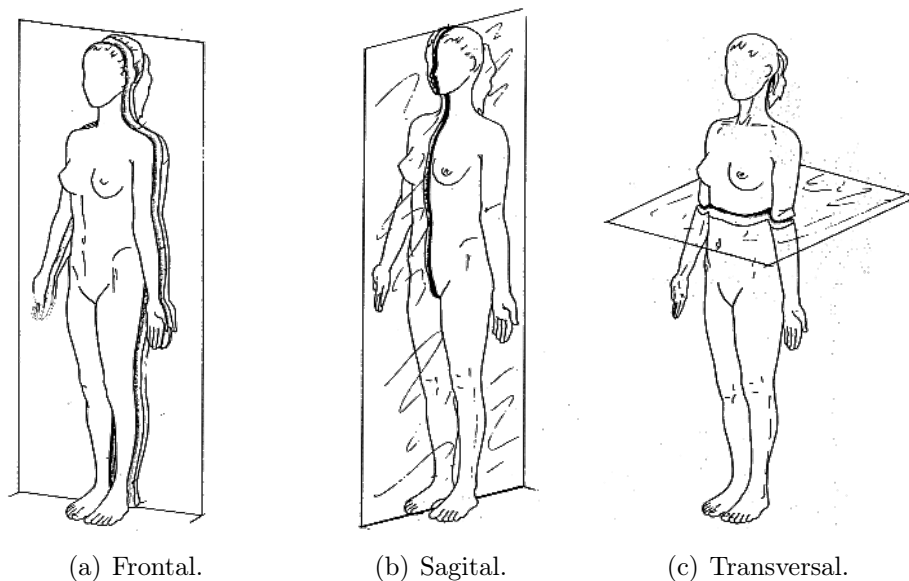


Figura 2.6: Ángulos cérvico-diafisarios³.

2.3.1. Plano frontal

En el caso de la abducción, figura 2.7, el movimiento va acompañado de una abducción igual en la otra cadera, es decir, el movimiento se distribuye entre las dos articulaciones de forma simétrica. El máximo movimiento oscila entre 90° y 45° en cada cadera, y, de manera forzada 180° y 90° para cada cadera.¹

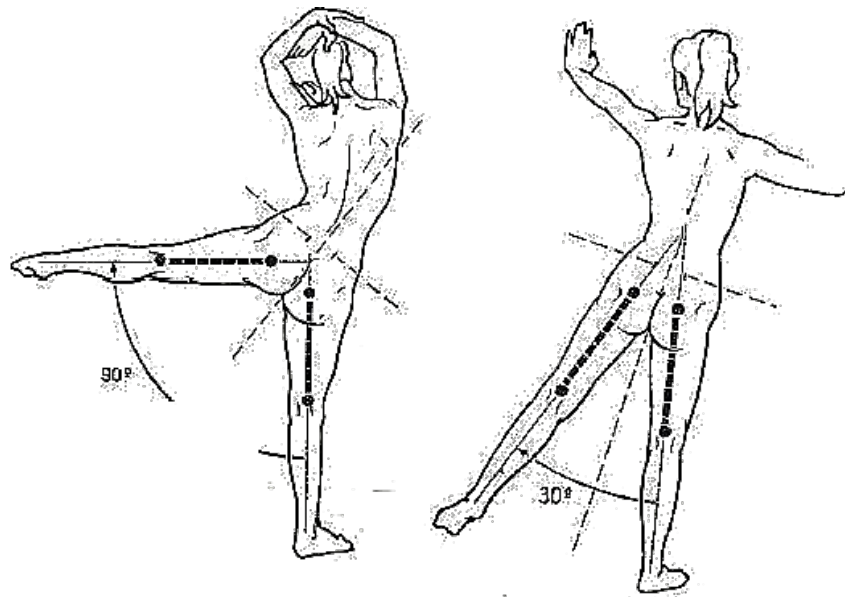


Figura 2.7: Movimientos de abducción de la cadera.¹

En el caso de la aducción, figura 2.8, se observa que no se puede realizar de forma aislada porque chocan las piernas por lo que se hace necesario movimientos combinados. En general, la máxima posible es de 30°. ¹

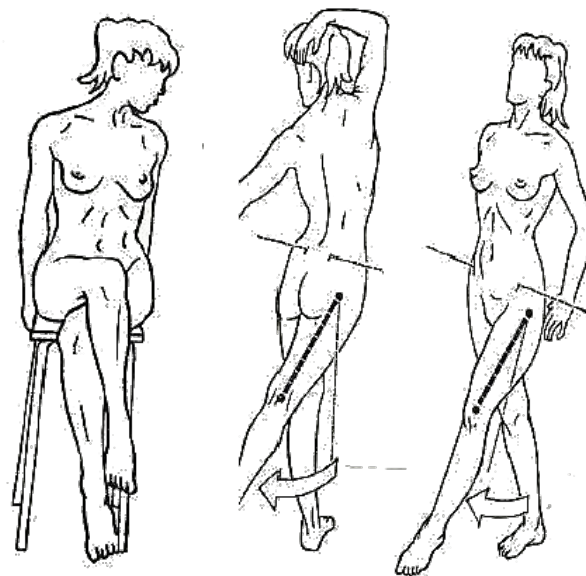


Figura 2.8: Movimientos de aducción de la cadera.¹

2.3.2. Plano sagital

La amplitud del movimiento de flexión, figura 2.9, oscila entre los 90° y los 120° dependiendo de la posición de la rodilla. En un movimiento forzado se puede llegar a los 145°. ¹

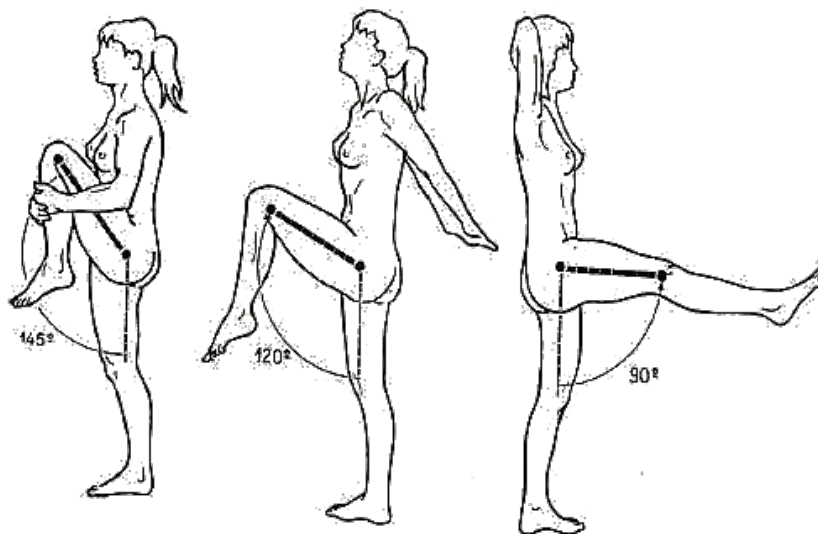


Figura 2.9: Movimientos de flexión de la cadera.¹

La amplitud del movimiento de extensión, figura 2.10, es mucho más reducida que la de flexión y se ve limitada por la tensión que desarrolla el ligamento iliofemoral. Puede oscilar entre los 10°, cuando la rodilla está en flexión, y los 20°, en el caso contrario. En un movimiento forzado se pueden alcanzar los 30°.¹

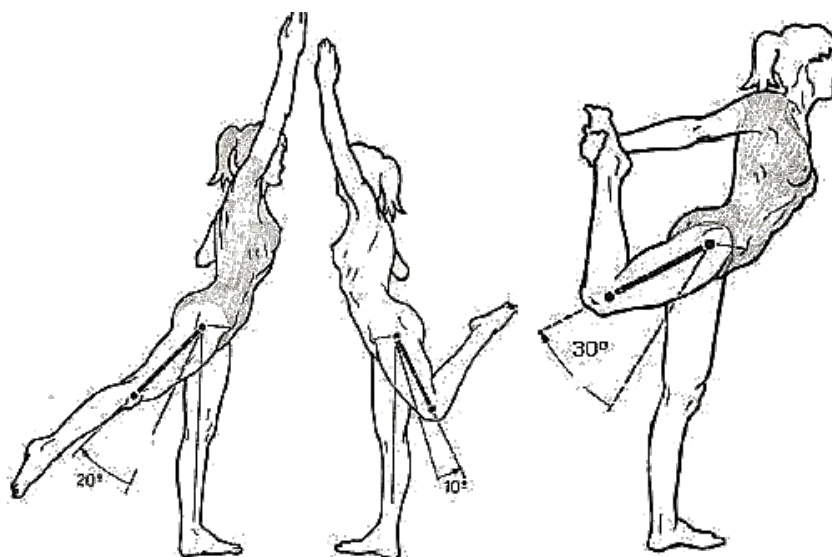


Figura 2.10: Movimientos de extensión de la cadera.¹

2.3.3. Plano transversal

En el caso de la rotación externa e interna, figura 2.11. Se debe tener en cuenta que en la posición boca abajo, las rotaciones tanto externa como interna se invierten.¹

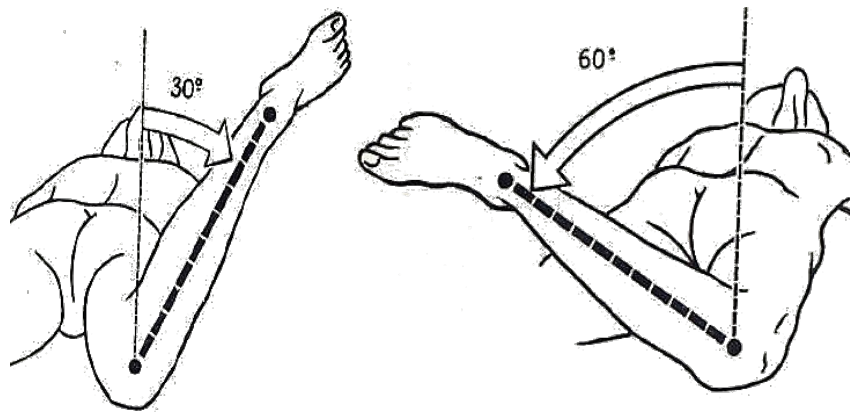


Figura 2.11: Movimientos de rotación de la cadera.¹

2.4. Marcha humana

La marcha humana es un proceso de locomoción en el cual el cuerpo humano en posición erguida, se desplaza hacia delante o atrás, siendo su peso soportado alternativamente por ambas piernas.

Actualmente, es una de las herramientas de diagnóstico más importantes en la evaluación de las patologías del aparato locomotor del miembro inferior, tanto transitoria como permanente, ya que en ella intervienen todas las articulaciones del miembro inferior del cuerpo humano (cadera, rodilla, tobillo). Aunque cada individuo tiene una forma peculiar de andar, todos ellos se rigen por un patrón estándar.^{6 7}

2.4.1. Ciclo de la marcha humana

El ciclo de la marcha humana es una secuencia de acontecimientos que se repiten consecutivamente. Cada ciclo comienza en el instante en que uno de los pies, en concreto el talón, está en contacto con el suelo y termina en el instante en el que el talón del mismo pie vuelve a entrar en contacto con el suelo.

Fases del ciclo de la marcha humana

El ciclo de la marcha humana se divide en dos fases que se repiten consecutivamente.

- Fase de apoyo(60 %): Comprende el periodo en el que el pie con el que se comienza la marcha está apoyado. Se inicia con el contacto del talón en el suelo y finaliza con el despegue de los dedos del pie del suelo.⁷
- Fase de oscilación(40 %): Comienza cuando los dedos del pie de referencia se despegan del suelo y finalizado cuando el talón vuelve a entrar en contacto con el mismo.⁷

En el ciclo de la marcha también encontramos la fase de doble apoyo, esta representa un 20% dentro de la fase de apoyo. Ocurre cuando ambos pies están en contacto con el suelo simultáneamente.⁶

Intervalos de las fases del ciclo de la marcha humana

La fase de apoyo se divide en cinco intervalos, en los cuales, la cadera tiene diferentes comportamientos.

- Contacto inicial(CI): instante en el que el talón toca el suelo.⁸ La cadera sufre una flexión de 30° .
- Apoyo inicial(AI): contacto de la parte anterior del pie con el suelo.⁸ La articulación de la cadera comienza a extenderse y el ángulo de flexión disminuye alrededor de 20° .
- Apoyo medio(AM): momento en el que la cadera se encuentra alineada verticalmente con el centro del pie, visto desde el plano sagital.⁸
- Apoyo final(AF): instante en el que el talón se eleva del suelo.⁸ La cadera comienza a moverse hacia la extensión, hasta alcanzar un máximo de hiperextensión de 20° .
- Previa oscilación(PO): momento en el que los dedos se elevan del suelo.⁸ La cadera está cerca de una posición neutral y se mueve en dirección de la flexión.

La fase de oscilación se divide en tres intervalos.

- Aceleración(A): se caracteriza por la rápida aceleración del extremo de la pierna inmediatamente después que los dedos dejan el suelo.⁸ La cadera se encuentra en posición neutral.
- Oscilación media(OM): la pierna en movimiento rebasa a la pierna de apoyo como un péndulo.⁸ La cadera se flexiona hasta alcanzar aproximadamente los 30° y se mantiene en esa posición.
- Desaceleración(D): la pierna desacelera al acercarse al final del intervalo.⁸

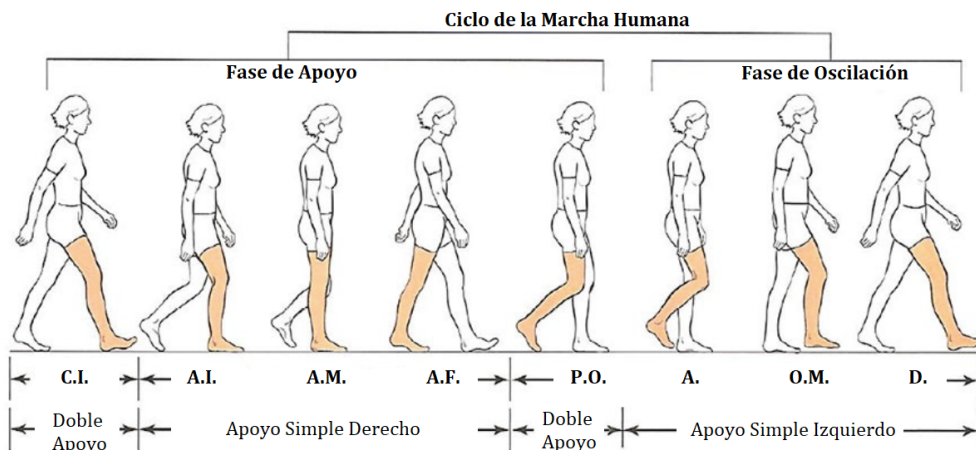


Figura 2.12: Ciclo de la marcha humana⁸.

Capítulo 3

Prótesis de cadera

Una cadera sana permite efectuar muchos de los movimientos anteriormente mencionados sin dolor, pero si se lesiona, aparecen complicaciones que deberán ser tratadas.

La artrosis es el problema más común por el cual se produce el daño en la articulación de cadera. Esta provoca el desgaste del cartílago articular, dejando el hueso subyacente desprotegido, produciéndose una fricción constante entre cabeza femoral y la cavidad cotiloidea. Debido a ello, ambas superficies se vuelven ásperas, cuando esto ocurre, la cadera deja de funcionar adecuadamente, produciéndose dolor al movimiento de esta, lo que puede conllevar a una operación de sustitución total de cadera.⁹ En la figura 3.1 se puede ver la diferencia entre una articulación de cadera sana y una dañada, el cartílago desgastado provoca la fricción entre ambos huesos, dejándolos dañados.

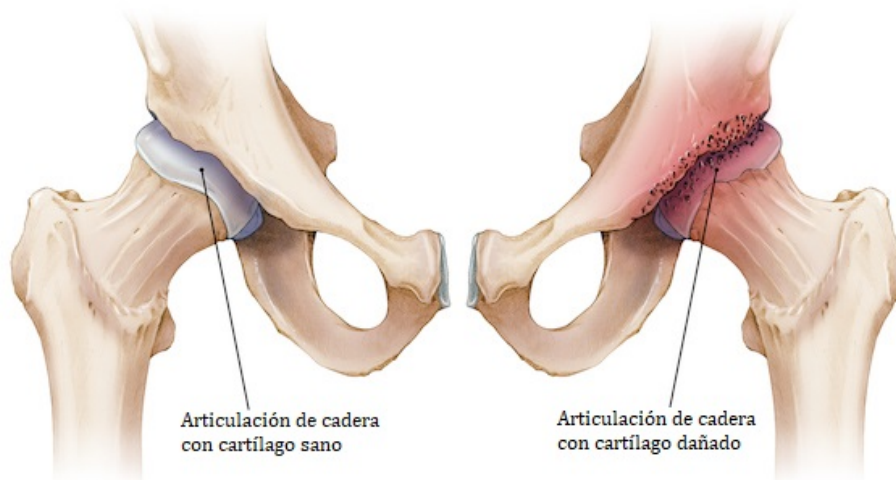


Figura 3.1: Articulación de cadera sana y dañada.¹⁰

3.1. Tipos de prótesis de caderas

Actualmente se pueden encontrar diferentes tipos de prótesis de cadera.

- **Prótesis total de cadera:** Suelen usarse en los casos de artrosis o desgaste articular. Este tipo de prótesis sustituye el extremo superior del fémur por una bola de metal o cerámica sujeta por un vástago, y reconstruye el acetábulo con un cótilo, normalmente de polietileno.¹¹ El ensamblaje final de una prótesis de cadera, se muestra en la figura 3.2(a).
- **Prótesis parcial de cadera:** Suelen emplearse en fractura de fémur. Este tipo de prótesis sustituye únicamente la zona dañada. En el caso de la fractura del fémur, se sustituye este por un vástago.¹¹ En la figura 3.2(b) se muestra un tipo vástago, el cuál irá anclado al fémur junto con una bola de metal, que sustituirá la cabeza de este.
- **Prótesis de resuperficialización:** Utilizadas en casos de pacientes jóvenes que, posiblemente, se tendrán que enfrentar a una o varias cirugías de revisión prostética. Son una especie de capuchón metálico que se acomoda sobre la cabeza femoral y que articula contra un cótilo, también metálico.¹² En la figura 3.2(c) se muestra un tipo de prótesis de resuperficialización de cadera, Metal–Metal. Si se compara con una artroplastia total de cadera, la resuperficialización es una cirugía menos traumática, que reproduce la anatomía natural del paciente reduciendo el riesgo de alargamiento de la pierna.⁹
- **Prótesis de revisión:** Se utilizan para reemplazar una prótesis ya existente, que ha sufrido alguna complicación.¹² El presente estudio se ha realizado sobre una prótesis de revisión, en concreto sobre un espaciador temporal, similar al que se muestra en la figura 3.2(d).

Para anclar cualquiera de estas prótesis de cadera, existen dos formas de hacerlo. Se pueden fijar con o sin cemento. Cuando se fijan con cemento, se cubre la prótesis con un cemento óseo que al fraguar queda completamente unido al hueso. Es un método muy efectivo debido a que proporciona una sujeción inmediata, permitiendo la temprana movilidad del paciente, aunque el cemento se puede ir degenerando con el paso del tiempo. En el caso contrario, cuando no se usa cemento para la fijación, se recubre la superficie de la prótesis con un material poroso que permite que el hueso crezca entremezclado con él, fijando así el implante. Su fijación es mucho más natural, pero el éxito depende de las condiciones óseas del paciente.^{11 12}



(a) Prótesis total de cadera.¹³



(b) Prótesis parcial de cadera.⁹



(c) Prótesis de resuperfialización.⁹



(d) Prótesis de revisión.¹³

Figura 3.2: Tipos de prótesis de cadera.

3.2. Complicaciones en prótesis de caderas

A pesar de lo mucho que se ha mejorado en este campo con el paso de los años, las prótesis de cadera, al igual que cualquier otro aparato biomédico, no tienen una vida infinita, pueden sufrir una serie de complicaciones que pueden afectar tanto a la prótesis como al hueso donde está anclada.

3.2.1. Fractura

Entre las complicaciones que se pueden dar en una prótesis de cadera, la más poco probable es la fractura protésica o periprotésica. Las fracturas periprotésicas se producen en las proximidades del implante de cadera, es decir, en el hueso al que está anclado la prótesis. Estas se producen con traumatismos de baja energía, en especial, en pacientes

con mayor edad. Es mucho más probable que se produzcan intraoperatoriamente, o bien, durante la preparación del canal medular, o en la implantación del vástago. Estas generan muchas complicaciones y requieren un alto nivel técnico para su tratamiento.^{14 15}

3.2.2. Aflojamiento

El aflojamiento, es una de las complicaciones más frecuentes que se suele producir principalmente debido al desgaste propio de los materiales por el uso continuado y liberación de micropartículas, provocando dolor y la infección, lo que provocará la necesidad de llevar a cabo una reintervención para extraer la prótesis, entre otros. Es importante señalar que las prótesis de cadera pueden llegar a aflojarse debido a otra de las complicaciones, la infección, que se verá a continuación.^{15 16}

3.2.3. Infección

La infección es una de las complicaciones más graves y frecuentes en las prótesis totales de cadera. Se producen a causa del alojamiento de una bacteria en la zona donde se encuentra la prótesis, esta puede multiplicarse e iniciar la infección (infección aguda), o quedarse latente e iniciarla al cabo de un tiempo (infección crónica) a causa de algo que la active, como un golpe, o un aumento excesivo de peso. Entre los factores que pueden predisponer que un paciente sufra una infección de prótesis de cadera se encuentran las siguientes condiciones:¹⁷

- Condiciones internas del pacientes: inmunodeficiencias, enfermedades inflamatorias, la toma cierto medicamentos (quimioterapias o corticoesteroides), enfermedades del riñón y/o hígado...
- Condiciones físicas del paciente: si ha sido operado anteriormente y hay cicatrices, o tienen alguna articulación con artrosis o con secuelas de alguna fractura.
- Condiciones ambientales: asepsia, operación en un medio estéril con aplicación de desinfectante y lavado continuo de la operación.

El tratamiento puede realizarse según la elección del facultativo, dependiendo de la ubicación de la bacteria. Se diferencia entre tratamientos no quirúrgicos y/o quirúrgicos. En los casos en los que solo la piel o tejidos blandos alrededor de la articulación se infectan, y la infección no se ha extendido profundamente en la propia articulación artificial, se suele proceder con tratamientos no quirúrgicos, pre-escribiendo antibiótico por vía oral o intravenosa. En cambio, cuando las bacterias acceden profundamente a la articulación artificial, casi siempre requieren tratamiento quirúrgico. Este tratamiento tiene dos variantes, cirugía en uno o dos tiempos quirúrgicos.^{17 18}

3.3. Intervención de remplazo para prótesis infectadas

El recambio protésico, es un aspecto fundamental del tratamiento de las prótesis totales de cadera infectadas, que dependiendo de la consideración del facultativo y de las circunstancias de paciente, se puede realizar en uno o dos tiempos quirúrgicos.

3.3.1. Revisión en 1 tiempo quirúrgico

La revisión en un tiempo consiste en la extracción de la prótesis infectada, para la posterior limpieza del tejido expuesto e implantar una nueva prótesis en el mismo acto quirúrgico.¹⁷

3.3.2. Revisión en 2 tiempos quirúrgicos

La revisión en dos tiempos quirúrgicos consiste en, una primera fase en la cual se realiza la extracción de la prótesis infectada y el cemento que la recubre, y el posterior emplazamiento de un espaciador de cemento impregnado de antibiótico, junto con un tratamiento de antibióticos orales e intravenosos. En la segunda fase, cuando el facultativo considera que el cuadro infeccioso está curado, se realiza la retirada del espaciador, para una posterior implantación de la prótesis definitiva.^{17 19}

Capítulo 4

Espaciador temporal de cadera

El espaciador temporal de cadera es un tipo de prótesis de revisión, diseñado para el reemplazo temporal de una prótesis de cadera, retirada cuando hay una infección. Los espaciadores están fabricados con una mezcla de cemento óseo con un medicamento. Estos liberan antibiótico en los tejidos circundantes, ayudando al tratamiento de las infecciones protésicas.¹⁹

4.1. Tipos de espaciadores temporales de cadera

En la actualidad se pueden encontrar diferentes tipos de espaciadores temporales de cadera. La principal diferencia está en la capacidad de movimiento articular de los implantes. Se encuentran implantes con un alto rango de movilidad articular, estos están modelados mediante varias piezas y son muy similares a las prótesis de cadera convencionales; o bien, con un rango muy reducido, moldeados en una sola pieza.¹⁷



Figura 4.1: Espaciador temporal de cadera con alma metálica¹³.

Los espaciadores de bajo rango de movilidad, permiten la administración local de una alta concentración de antibióticos y, al mismo tiempo, funcionan para mantener el espacio articular para futuros procedimientos de revisión. Sin embargo, su limitada amplitud de movimiento, puede provocar un posible acortamiento del cuádriceps o del abductor, dependiendo del tiempo que este implantado, debido a las limitaciones para la rehabilitación durante su estadía. A diferencia de estos, los que tienen un alto rango de movilidad permiten más movimiento articular, evitando ese posible acortamiento y pudiendo mejorar la función articular antes del reimplante en el segundo tiempo.¹⁹

Dentro de los espaciadores con menor rango articular se puede distinguir entre dos tipos según los materiales de estos. Los modelados por una estructura compuesta de metal, llamada alma metálica, revestido de cemento óseo, como el presente en la figura 4.1, o los formados íntegramente de cemento óseo¹⁷, sobre el que se ha realizado el presente trabajo. La principal diferencia entre ambos es que, el primero, al tener alma metálica, su capacidad de soportar grandes cargas es mayor que el totalmente cementado, con lo cual este podrá ser implantado durante mayores períodos de tiempo, y el paciente podrá realizar más movimientos.¹⁹

4.2. Propiedades del espaciador temporal de cadera

Los espaciadores tienen unas propiedades mecánicas y farmacológicas estandarizadas. Los espaciadores permiten:

- Mantener el espacio articular y la movilidad.
- Liberación eficaz del antibiótico in-situ.
- Tratamiento eficaz de la infección.
- Previene el contacto hueso contra hueso y la contracción de los tejidos.
- Estabiliza las articulaciones infectadas.
- Facilitar la intervención de revisión definitiva (segundo tiempo quirúrgico).
- Reducción del tiempo de recuperación después de la cirugía de revisión definitiva.
- Posibilidad de deambulacion del paciente con carga parcial.

Cabe destacar que la posibilidad de cargar parcialmente se valora en cada caso en función del tipo de espaciador que se va a implantar, de la situación anatómica de la articulación, de la atrofia ósea y del estado clínico del paciente durante la rehabilitación. También es importante evitar que la estructura del espaciador dañe los tejidos óseos debido a una carga excesiva o a una movilización forzada.¹³

4.3. Cementos óseos con antibióticos

El cemento óseo se trata de una resina acrílica (polimetilmetacrilato, PMMA), que se usa comúnmente en ortopedia y otras especialidades quirúrgicas, para la fijación de implantes, rellenos óseos (espacio vacío que queda entre el implante protésico y el hueso) y para cementaciones, entre otros. Dada su óptima rigidez, el cemento puede amortiguar la transmisión de fuerzas entre ambas superficies y permite una adecuada distribución de las fuerzas a lo largo de toda la interfase.^{20 21}

Debido al carácter polimérico del polimetilmetacrilato, también ha demostrado ser un buen vehículo para la liberación local de antibióticos, consiguiendo altas concentraciones locales. La liberación de antibióticos a partir del cemento óseo es un proceso complejo y depende del tipo de antibiótico empleado, el tipo de cemento óseo y las condiciones de mezclado. La adición del antibiótico en el cemento se puede realizar de dos formas.²¹

- Industrialmente. Diferentes casas comerciales disponen de cementos óseos, ya impregnados con los antibióticos oportunos.
- Manualmente. Previamente a la cirugía se hace la mezcla del cemento óseo y el medicamento en quirófano.

El uso de cementos impregnados de medicamentos es recomendado por la mayoría de autores en artroplastias de revisión, en las cuales hay que tratar infecciones protésicas mediante espaciadores temporales. Los antibióticos más comunes para el tratamiento de estas son, la gentamicina y vancomicina, solos o en asociación. Actualmente se pueden encontrar diferentes opciones de espaciadores con respecto a la forma de adición del cemento.²⁰

- Espaciadores de cemento prefabricados con antibióticos, con diferentes medidas estándar. Como por ejemplo, el presente en la figura 4.1.
- Espaciadores elaborados manualmente en quirófano, con opción de cementos obtenidos industrialmente o manualmente. La elaboración puede realizarse mediante moldes de diferentes tallas y dimensiones.
- Componentes de cemento en combinación con los componentes modulares de la prótesis, con superficie articular metal-polietileno.

En el presente trabajo se ha optado por un espaciador elaborado manualmente en quirófano mediante un molde preconformado. El uso de este tipo de espaciadores permite adaptar la geometría y personalizar la adición de medicamentos, sin embargo, pueden presentar inconvenientes, como una liberación más lenta de antibióticos, la alteración de las propiedades mecánicas del cemento, así como inestabilidad y dificultad de modelado.²⁰

Aunque no se recomienda la adición personalizada de antibiótico en la preparación del cemento, para evitar lo anteriormente mencionado, los cirujanos frecuentemente añaden antibiótico a este cemento en grandes cantidades cuando tienen que tratar una infección.

La adición de antibióticos provoca cambios en las propiedades mecánicas del cemento, aunque estas no tienen gran relevancia cuando se utilizan en un espaciador, ya que este es temporal, por lo que puede contener altas dosis, para así, tratar la infección en el menor tiempo posible. Aún siendo un implante temporal no se le puede someter a soportar grandes cargas, debido a la posible variación de las propiedades mecánicas.²²

4.4. Problemática de los espaciadores temporales actuales

A pesar de las tasas de éxito en cuanto a la cura de la infección protésica, mediante los espaciadores temporales cargados de medicamentos, las tasas de complicaciones siguen siendo muy elevadas. Las complicaciones mecánicas son las principales, siendo la fractura del espaciador la más importante. Si las sollicitaciones producidas de forma continua exceden la capacidad del cemento de amortiguar y transmitir cargas, es posible la aparición de grietas o fracturas de cemento por fatiga. Esto se debe, o bien por la geometría del mismo, por el material del que está formado, o por el incumplimiento del paciente con respecto a las cargas aplicadas. Por tanto, se hace evidente, la importancia del estudio de todos los comportamientos de dicho implante.

Capítulo 5

Métodos

Para el desarrollo del estudio se ha modelado uno de los implantes con mayores limitaciones mecánicas inherentes en cuanto al material del dispositivo. En la Figura 5.1 se muestra una foto del espaciador que se ha seleccionado, para que, una vez modelado, se realice su posterior estudio. Se trata de un espaciador temporal de cadera, de la casa comercial Zimmer Biomet, modelado integralmente de cemento óseo, en concreto polimetilmetacrilato (PMMA) impregnado de medicamentos. También se muestra el molde con el que se ha realizado dicho espaciador.



Figura 5.1: Molde y espaciador temporal de cadera.⁹

Este tipo de espaciador está disponible en cuatro tamaños, con diámetro de cabeza femoral que va desde 43 a 64 milímetros. Para el presente estudio se ha modelado el espaciador de tamaño medio, de 57 milímetros de cabeza femoral derecha, indicado para pacientes de una altura alrededor de los 165 centímetros y 50 kilogramos.

5.1. Modelado geométrico

El modelo de cada una de las piezas, y el posterior ensamblaje de estas, se ha realizado mediante el software SolidWorks, una herramienta que permite modelar piezas y conjuntos, y extraer de ellos la información necesaria para su posterior producción.



Figura 5.2: Geometría 3D del espaciador.

El diseño de la geometría del espaciador es muy similar a la componente femoral de las prótesis de caderas actuales, a diferencia que este se trata de una única pieza, como se observa en la figura 5.2, modelada como superficie rígida con las dimensiones que se muestra en la figura 5.3.

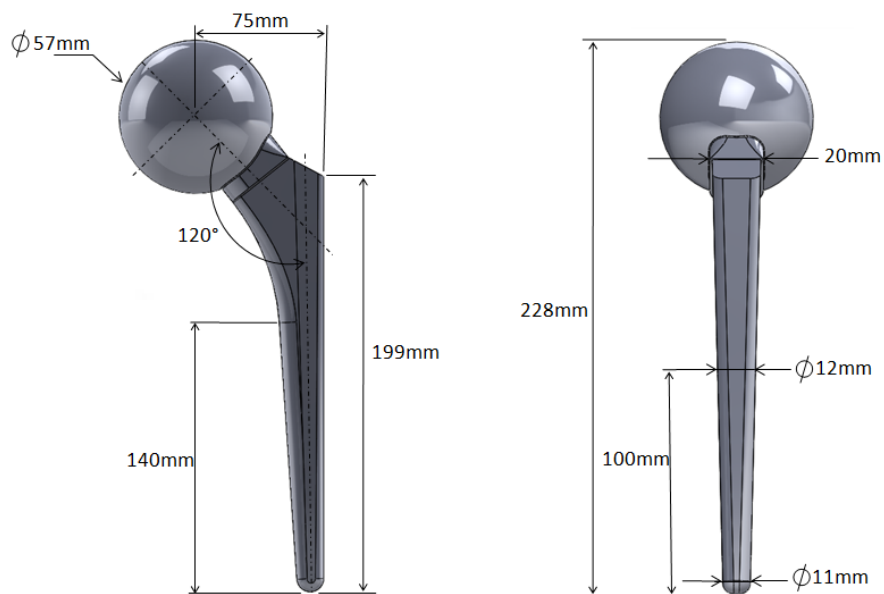


Figura 5.3: Dimensiones del espaciador.

Para el posterior estudio también ha sido necesario el modelado de una parte de la pelvis, en concreto el acetábulo, figura 5.4, debido a que la cabeza del espaciador se encuentra sujeta por este. El radio interno de la cavidad acetabular se corresponde con el radio de la cabeza del espaciador anteriormente modelado, 28.5 milímetros. El grosor de la pared del acetábulo es de 25 milímetros, aunque su medida es indiferente hacia los resultados, este pertenece a todo el conjunto pelvis que se ha fraccionado a modo de simplificación.

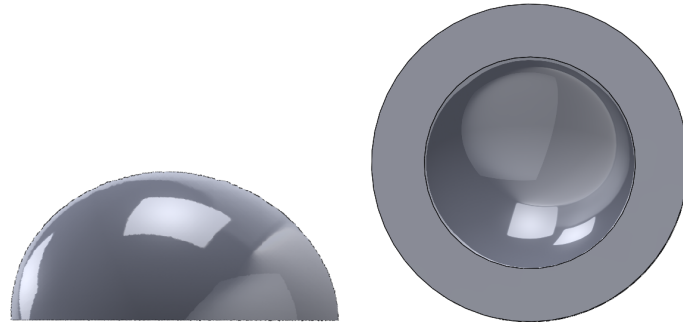


Figura 5.4: Geometría 3D del acetábulo.

El ensamblaje de todas las piezas modeladas se muestra en la figura 5.5, donde también se indican las partes en las que se va a diferenciar este en el presente estudio.

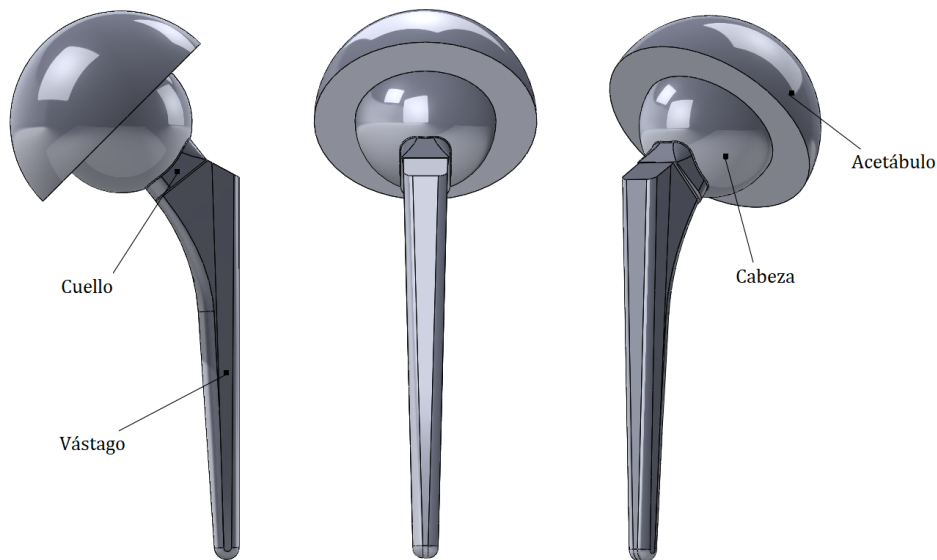


Figura 5.5: Geometría 3D del conjunto.

5.2. Método de elementos finitos

Para realizar el estudio del presente trabajo, se ha optado por el software Abaqus. Se trata de un programa CAE de cálculo por elementos finitos de propósito general. Una vez modelada la geometría del espaciador se exporta al software para realizar su análisis.

5.2.1. Materiales

El espaciador temporal de cadera está formado por un solo tipo de material, polimetilmetacrilato (PMMA) impregnado de medicamentos. Se va a suponer que la adición de los medicamentos oportunos no va a generar ningún cambio en las propiedades mecánicas del cemento.

En cuanto a las propiedades del hueso cortical, correspondiente al acetábulo, también se tendrán que definir.

Los materiales se han modelado como isotrópicos y elásticos, añadiendo las propiedades de módulo de Young y coeficiente de Poisson. Estas propiedades se muestran en la tabla 5.1.

Tabla 5.1: Propiedades de los materiales.

	Módulo de Young(MPa)	Coficiente de Poisson
PMMA ²²	3100	0.35
Hueso cortical ²³	12418	0.3

5.2.2. Mallado y estudio de convergencia

Se ha realizado un estudio de convergencia de mallado en el cuello del implante, dado que allí se van a registrar los más elevados gradientes espaciales en las tensiones de von Mises. Se ha modificando la densidad de la malla, aumentando el número de elementos de la misma, es decir, haciéndola cada vez más fina, hasta que las tensiones de von Mises dejaron de variar más de un 5 % entre sucesivos refinamientos.

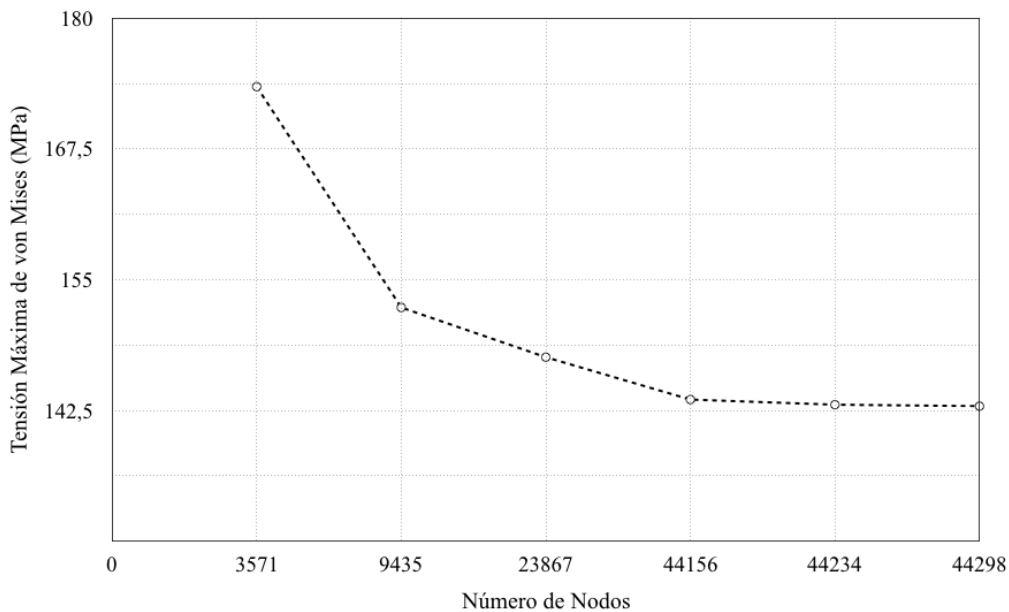


Figura 5.6: Gráfica de convergencia de mallado.

El estudio de convergencia se ha realizado en el instante del ciclo de la marcha en el que se va a encontrar la mayor tensión, el 60 % del ciclo. Se han realizado 6 simulaciones, aunque el valor de convergencia se encontró en el cuarto valor simulado. Los valores obtenidos se muestran en la figura 5.6. Tras haber realizado la convergencia, se estableció que el tamaño de mallado en el cuello del implante se corresponde con 1 milímetro como se puede ver en la figura 5.7.

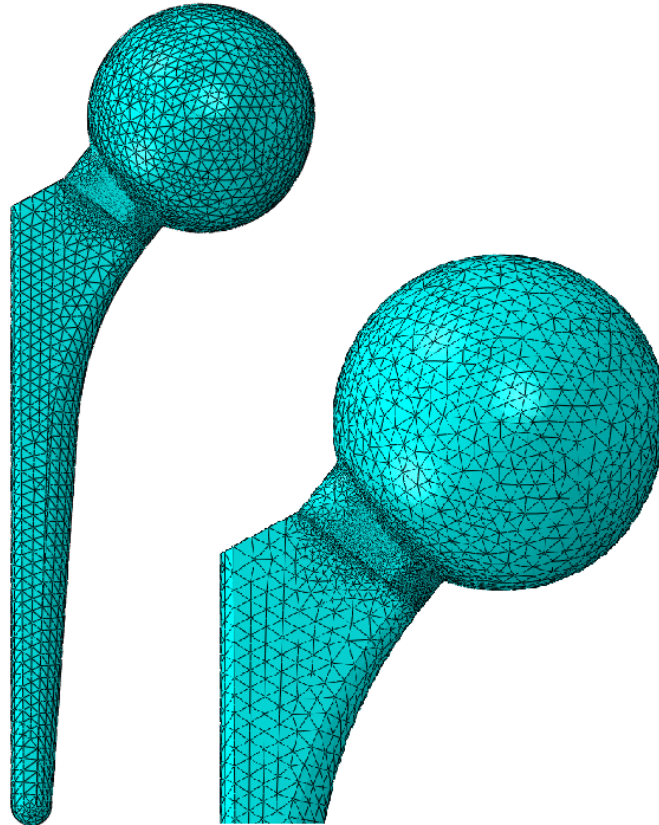


Figura 5.7: Mallado del espaciador.

Se debe señalar que cada una de las partes del conjunto cuenta con un tipo de malla diferente, presente en la tabla 5.2.

Tabla 5.2: Propiedades de la malla de cada pieza.

	Tipo	Forma	Nº de elementos	Nº de nodos
Acetábulo	C3D8R	Hexaédrica	6720	8113
Cabeza del espaciador	C3D10I	Tetraédrica	14539	21305
Cuello del espaciador	C3D10I	Tetraédrica	29719	44298
Vástago del espaciador	C3D10I	Tetraédrica	5084	8663

5.2.3. Contactos

Para los modelos en contacto que conforman el ensamblaje a calcular, en concreto la superficie de la cabeza del espaciador y la superficie interior del acetábulo, se ha utilizado un tipo de contacto *superficie a superficie* sin rozamiento, ya que en el presente estudio, esta no afecta a los resultados. Debido al corto periodo de tiempo en que el espaciador permanece implantado, la fricción entre este y el hueso no supone un inconveniente.

En cuanto a las propiedades del contacto se asignó la cabeza como superficie maestra y la semiesfera interna del acetábulo como superficie esclava.

5.2.4. Condiciones de contorno

El acetábulo forma parte del conjunto de la pelvis, que se ha fraccionado únicamente a efectos de simplificación para el posterior estudio, por lo que se impidió la translación de los movimientos de todos los ejes de este. Para ello se ha establecido un empotramiento de la superficie exterior del acetábulo, como se muestra en la figura 5.8, donde el ángulo de inclinación establecido para este (ángulo entre el plano de la cara de la copa acetabular y el plano frontal anatómico), forma un ángulo de 45° con el eje horizontal.

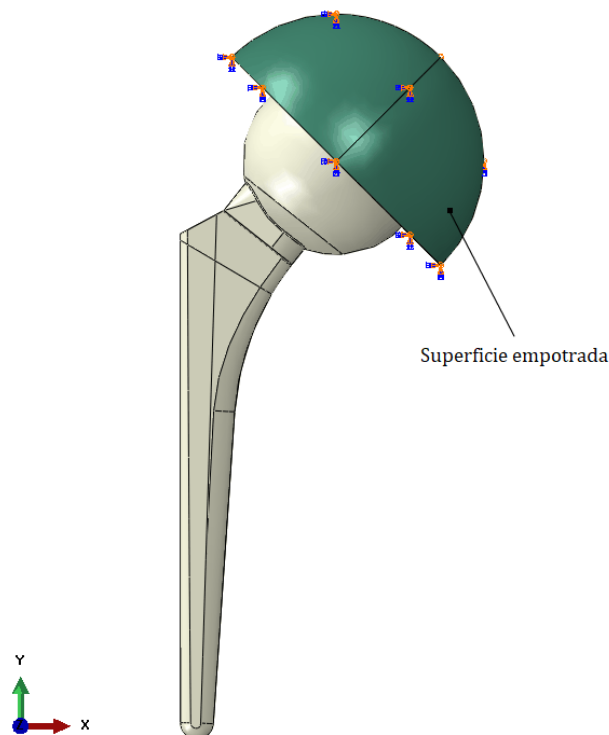


Figura 5.8: Empotramiento de la superficie exterior del acetábulo.

5.2.5. Acoplamiento

Antes de pasar a definir la carga, ha sido necesario fijar el punto del espaciador temporal de cadera en el que se va a aplicar la misma. Las tensiones en la cabeza del espaciador no suponen ningún interés en el estudio, por lo que ha sido suficiente la utilización de una carga concentrada en un solo nodo, el cuál se encuentra en el centro de la cabeza del espaciador. Se debe tener en cuenta que las cargas puntuales aplicadas a los nodos del modelo, deben ser tales que realicen el mismo trabajo a la estructura, que la carga distribuida. Para ello, como se muestra en la figura 5.9, todos los nodos presentes en la zona del vástago que, una vez implantado el espaciador se encuentran integrados en el hueso fémur, se han acoplado al centro de la cabeza de este.

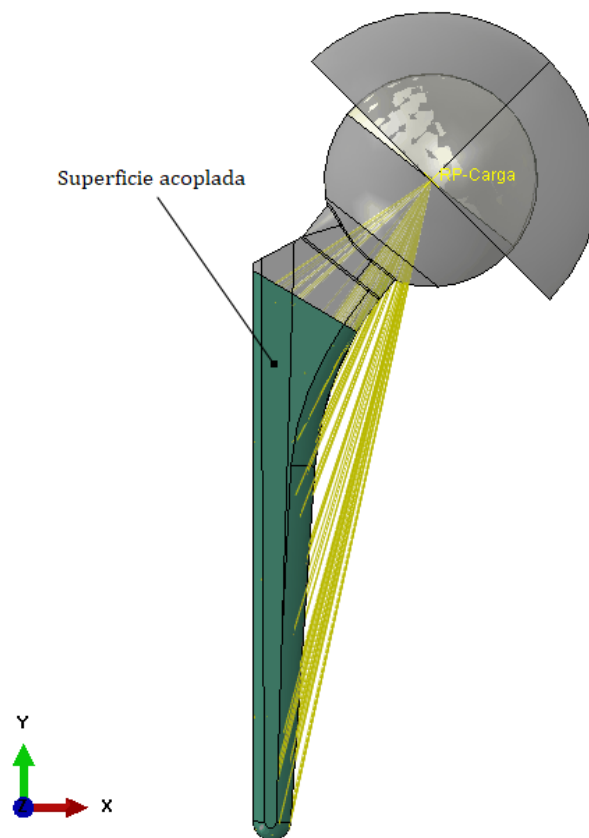
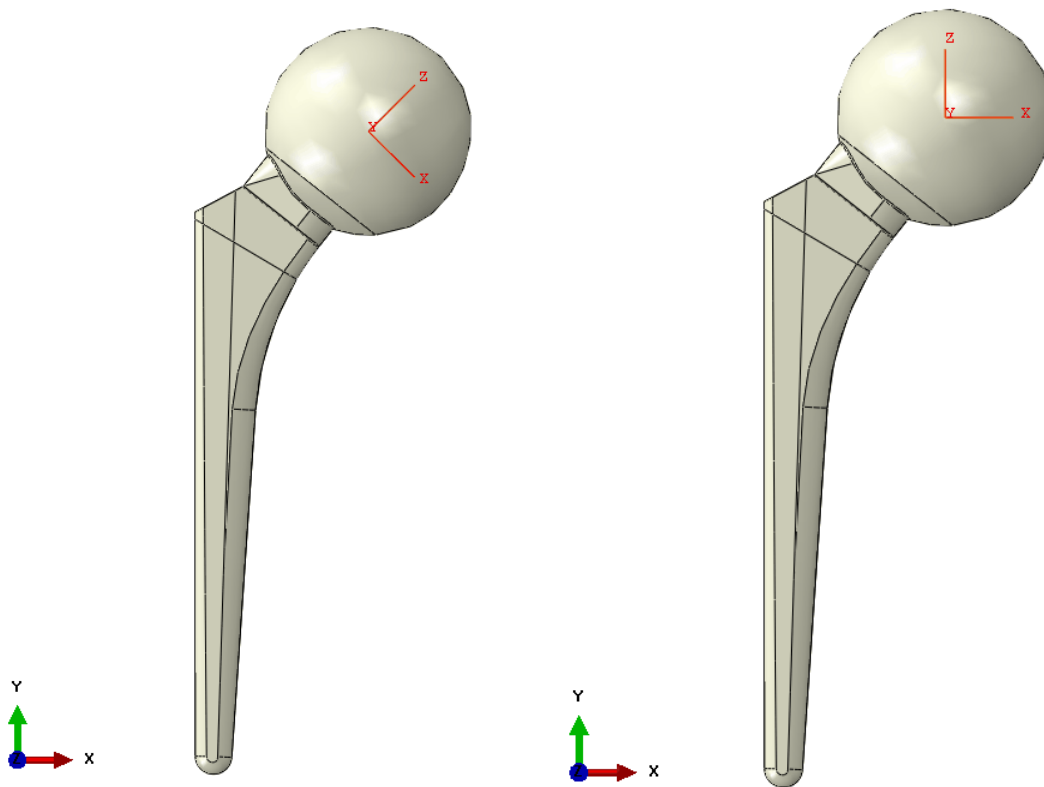


Figura 5.9: Acoplamiento de los nodos al centro de la cabeza del acetábulo.

Hay que tener en cuenta que al acoplar todos los nodos del espaciador integrados en el hueso fémur, los movimientos del espaciador quedan restringidos por la cabeza de este.

5.2.6. Cargas

Debido a las limitaciones mecánicas del implante mencionadas en capítulos anteriores, se consideró realizar el estudio de la marcha humana, la actividad más frecuente de entre las que pueden realizar los pacientes. Las exigencias del implante para esta actividad, su posicionamiento, la creación de la carga y los movimientos especificados en la articulación, se corresponden a ISO Estándar de prueba 14242-1. Para el estudio se ha tomado un ciclo completo de la marcha humana, que corresponde al período de tiempo de 1 segundo, y este se ha dividido en 10 pasos, también consistente con las exigencias del estándar.



(a) Sistema de coordenadas para la fuerza. (b) Sistema de coordenadas para las rotaciones.

Figura 5.10: Sistema de coordenadas del modelo 3D.

Para definir la orientación de las cargas, se propone utilizar un sistema de coordenadas XYZ, fijado en el centro de la cabeza del espaciador, el cual se muestra en la figura 5.10(a). La carga se aplica al centro de la cabeza y actúa en dirección del acetábulo, formando la carga resultante un ángulo de 30° con el eje polar del acetábulo. Por la tanto, la componente de la fuerza en el eje Z quedaría positivo y la componente de la fuerza en el eje X se vuelve negativa. Los valores de las cargas ejercidas en un ciclo completo de la marcha se corresponden a los presentes en la figura 5.11, posteriormente recogidos en la tabla 5.3, según las exigencias presentes en el estándar, donde F_x es la componente de la fuerza en el eje X, F_z la componente de la fuerza en el eje Z y F_{res} es la fuerza resultante.

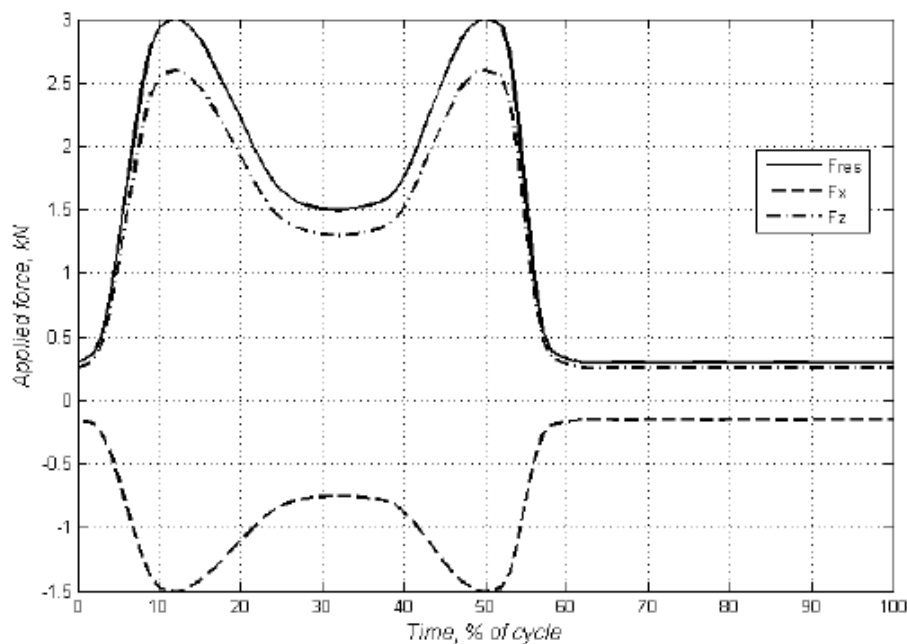


Figura 5.11: Gráfica de las tensiones máximas ejercidas sobre la cabeza femoral en un ciclo completo de la marcha humana.

Tabla 5.3: Tensiones máximas ejercidas sobre la cabeza femoral en un ciclo completo de la marcha humana.

Tiempo, % de ciclo	F_x (N)	F_z (N)	F_{res} (N)
0	-100	300	350
10	-1450	2500	2950
20	-1100	1900	2250
30	-750	1300	1500
40	-800	1500	1750
50	-1500	2600	3000
60	-100	300	350
70	-100	300	350
80	-100	300	350
90	-100	300	350
100	-100	300	350

Para definir los movimientos angulares, se debe tener en cuenta que la cabeza del espaciador, al igual que una articulación de cadera sana, posee tres grados de libertad de movimiento, flexión-extensión (FE), abducción-aducción (AA) y rotación hacia dentro-hacia fuera (IOR). Estos perfiles de movimientos angulares se corresponden a los presentes en la figura 5.12, para un ciclo completo de la marcha y según las exigencias del estándar especificado. En la tabla 5.4 se han recogido todos estos valores.

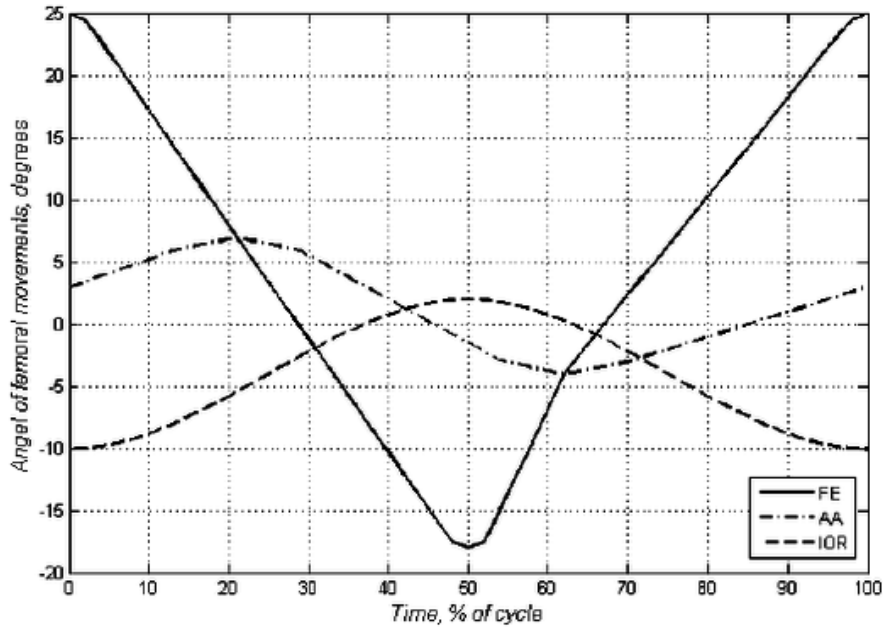


Figura 5.12: Gráfica de los movimientos angulares de la cabeza femoral en un ciclo completo de la marcha humana.

Tabla 5.4: Movimientos angulares ejercidos sobre la cabeza femoral en un ciclo completo de la marcha humana.

Tiempo, % de ciclo	FE(°)	AA(°)	IOR(°)
0	25.0	3.0	-10
10	17.5	5.0	-9
20	8.0	7.0	-6
30	-1.0	5.5	-2
40	-10.0	2.0	1
50	-17.5	-1.2	2
60	-7.0	-3.8	1
70	2.5	-3.0	-2
80	10.0	-1.0	-6
90	17.5	1.0	-9
100	25.0	3.0	-10

Para concretar la posición inicial del espaciador, ha sido necesario definir un sistema de coordenadas anatómicas fijas X, Y y Z, que coincide con el centro de la cabeza del espaciador y su origen se coloca fijo a esta. En la figura 5.10(b) se muestra el sistema, donde el eje Z se dirige hacia arriba, X medial e Y posterior, perpendicular al plano del dibujo. Por otro lado, también ha sido necesario definir un sistema de coordenadas móviles, que al igual que el fijo, su origen coincide con el centro de la cabeza del espaciador.

Para introducir en Abaqus los valores recogidos en la tabla 5.4 y, con ello, expresar la orientación del espaciador en cada instante del ciclo, se ha realizado, a la posición inicial de este, una rotación alrededor de un eje que pasa por el origen de coordenadas, y viene definido por un vector unitario \hat{u} .²⁵

Para determinar \hat{u} , es necesario conocer la matriz de giro del sistema de coordenadas móvil (L) con respecto al fijo (G). Para ello se ha empleado el método de cálculo basado en los ángulos de Euler en secuencia de giros alrededor de los ejes XYZ del sistema de coordenadas anatómicas fijas²⁵, primero se gira un ángulo α respecto al eje X (FE), a continuación un ángulo β respecto al eje Y (AA), y por último un ángulo γ respecto al eje Z (IOR). La matriz de rotación global \mathbf{R} será:

$${}^G\mathbf{R}_L = \mathbf{R}(\alpha, \beta, \gamma) = \mathbf{R}_Z(\gamma)\mathbf{R}_Y(\beta)\mathbf{R}_X(\alpha) = \begin{bmatrix} c\gamma c\beta & c\gamma s\beta s\alpha - s\gamma c\alpha & c\gamma s\beta c\alpha + s\gamma s\alpha \\ s\gamma c\beta & s\gamma s\beta s\alpha + c\gamma c\alpha & s\gamma s\beta c\alpha - c\gamma s\alpha \\ s\beta & c\beta s\alpha & c\beta c\alpha \end{bmatrix}$$

Una vez conocida la matriz ${}^G\mathbf{R}_L$ se obtuvo el valor del ángulo girado (ϕ) y el vector unitario (\hat{u}) de la siguiente forma:

$$\cos\phi = \frac{R_{11} + R_{22} + R_{33} - 1}{2}$$

$$\hat{u} = \frac{1}{2\sin\phi} ({}^G\mathbf{R}_L - {}^G\mathbf{R}_L^T)$$

Conocidos \hat{u} y ϕ es inmediato obtener \mathbf{UR} :

$$\mathbf{UR} = \phi\hat{u}$$

En la tabla 5.5 se muestra la transformación de los datos de giro considerando que el espaciador se comporta como un sólido rígido.

Tabla 5.5: Orientación del espaciador en cada instante del ciclo.

Tiempo, % de ciclo	UR _X	UR _Y	UR _Z
0	-0.4397	-0.0133	0.1831
10	-0.3115	-0.0624	0.1691
20	-0.1457	-0.1146	0.1129
30	0.0158	-0.0963	0.0340
40	0.1748	-0.0333	-0.0205
50	0.3050	0.0261	-0.0314
60	0.1215	0.0673	-0.0314
70	-0.0427	0.0531	0.0338
80	-0.1735	0.0265	0.1029
90	-0.3062	0.0067	0.1585
100	-0.4397	-0.0133	0.1831

Capítulo 6

Resultados

En este capítulo se va a presentar los resultados de la simulación para el ciclo de la marcha humana en el espaciador temporal de cadera anteriormente modelado, de aquí en adelante denominado espaciador inicial. También se va a realizar una posible mejora en el modelo, comparando los resultados de la simulación de ambos. Todos estos resultados se han obtenido mediante las especificaciones de geometría, condiciones de contorno e iniciales y el mallado que se ha descrito en el apartado anterior.

6.1. Espaciador inicial

6.1.1. Tensiones de Von Mises

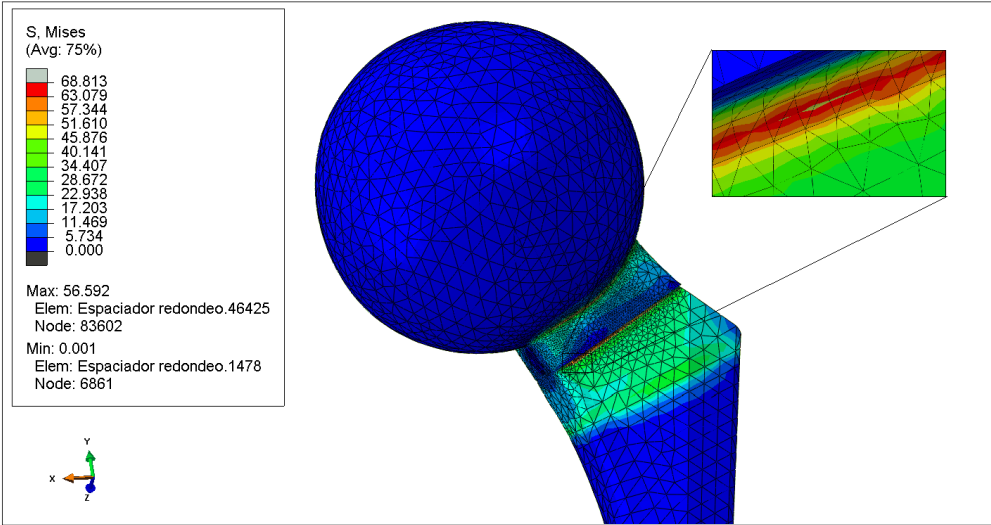
En la tabla 6.1 se resume las tensiones máximas de von Mises obtenidas para cada porcentaje de ciclo transcurrido.

Tabla 6.1: Tensiones máximas de von Mises en el espaciador inicial para un ciclo completo de la marcha humana.

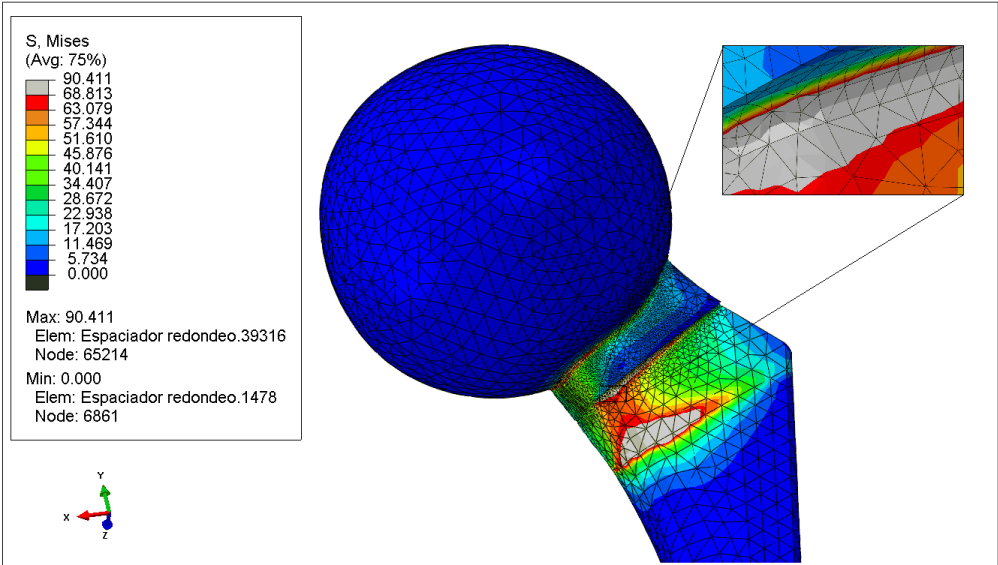
% de ciclo	Tensión máxima de von Mises (MPa)
0	43.38
10	56.59
20	90.41
30	52.27
40	50.45
50	70.01
60	142.91
70	39.79
80	42.11
90	41.21
100	43.38

En la figura 6.1 se muestran las distribuciones de las tensiones de von Mises en el espaciador para un ciclo completo de la marcha humana, en diferentes instantes del mismo. Se observa que la distribución de las tensiones de von Mises muestra una morfología y ubicación muy similar, con diferencias en las magnitudes dependiendo de la fase del ciclo en la que se encuentre.

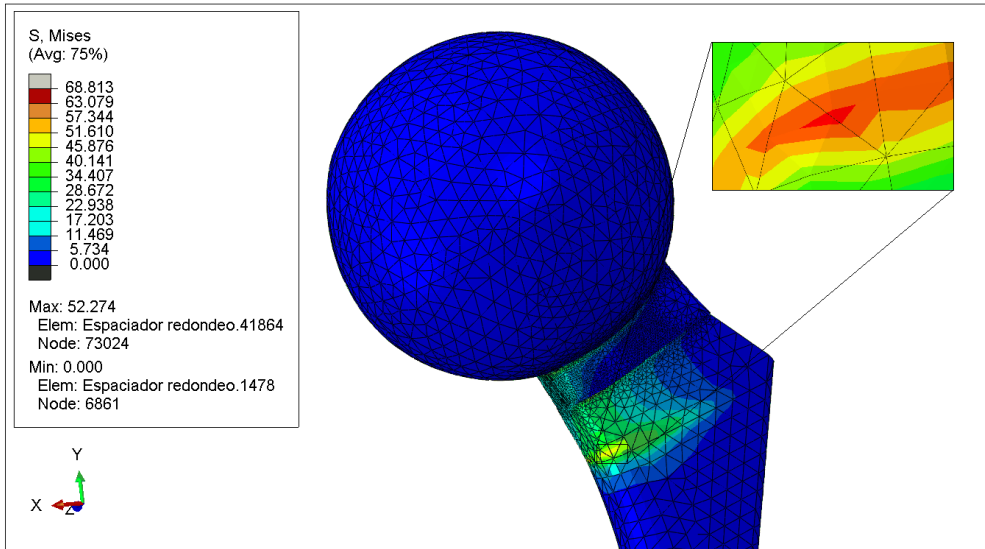
Se observa que la máxima tensión en un ciclo completo de la marcha se presenta cuando ha transcurrido un 60 % de este, figura 6.1(f), esta se da en la zona de unión entre el cuello y el vástago del espaciador, siendo esta una de las zonas que concentran mayores tensiones en un ciclo completo de la marcha.



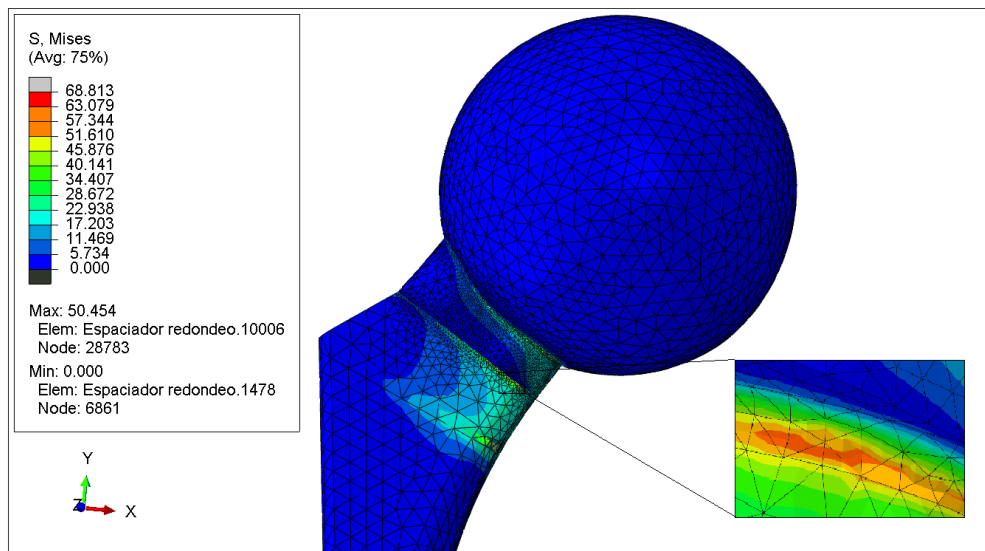
(a) 10 %.



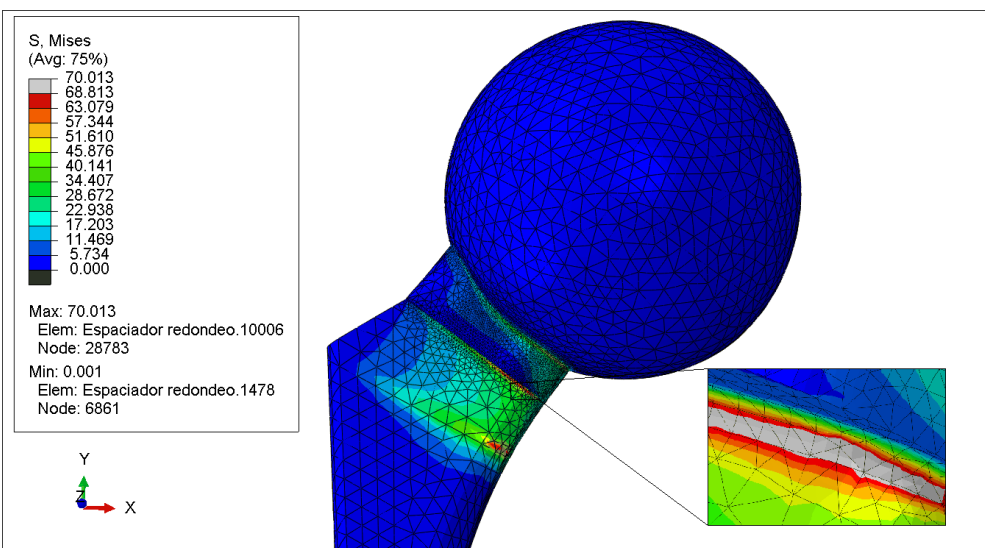
(b) 20 %.



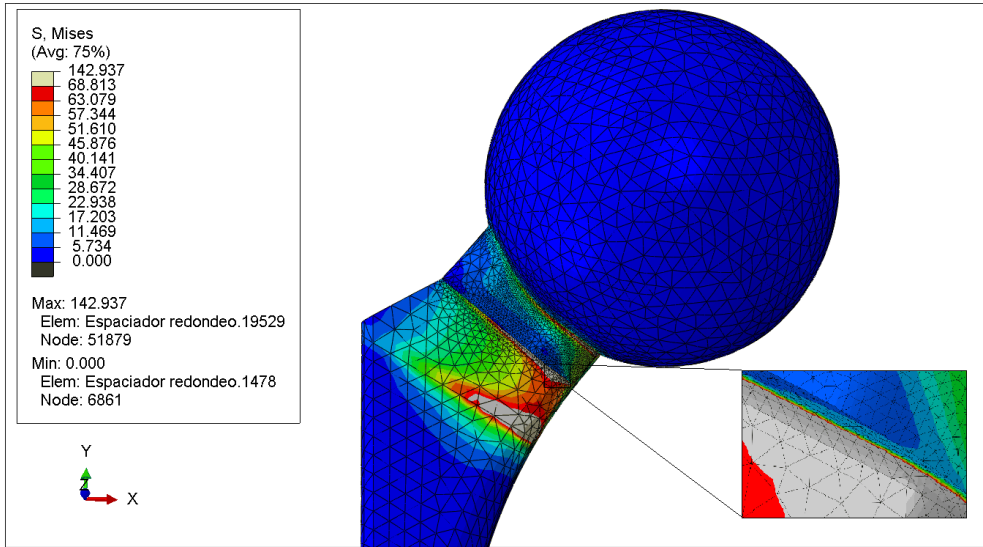
(c) 30 %.



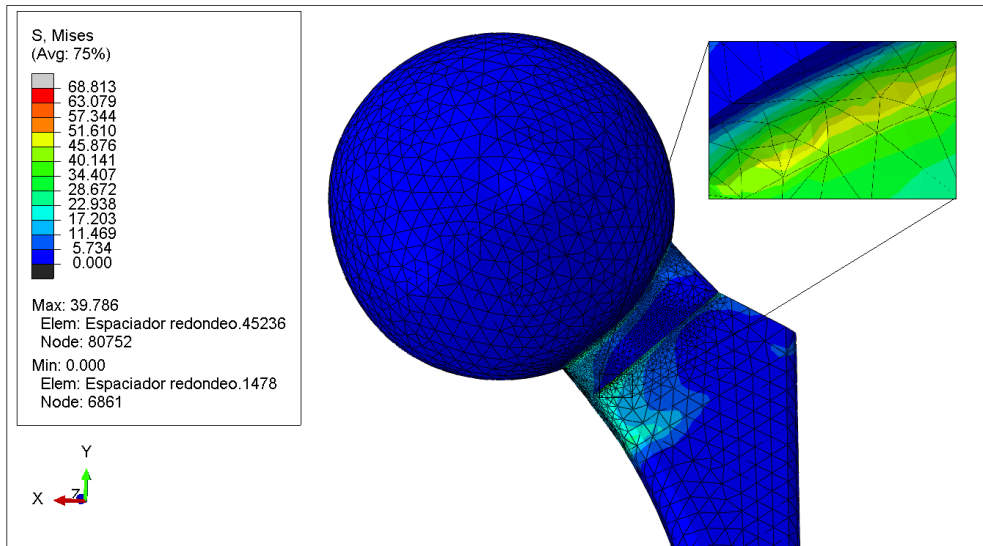
(d) 40 %.



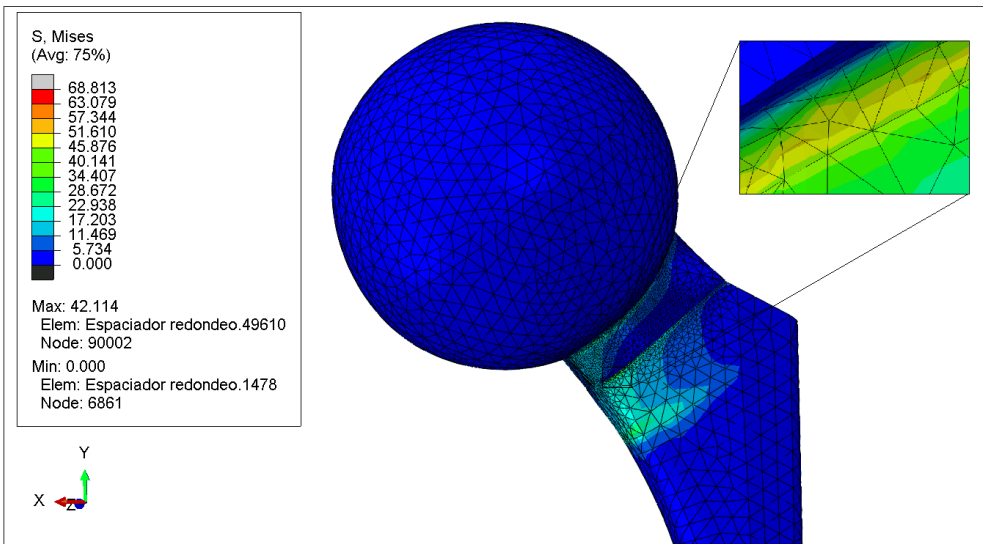
(e) 50 %.



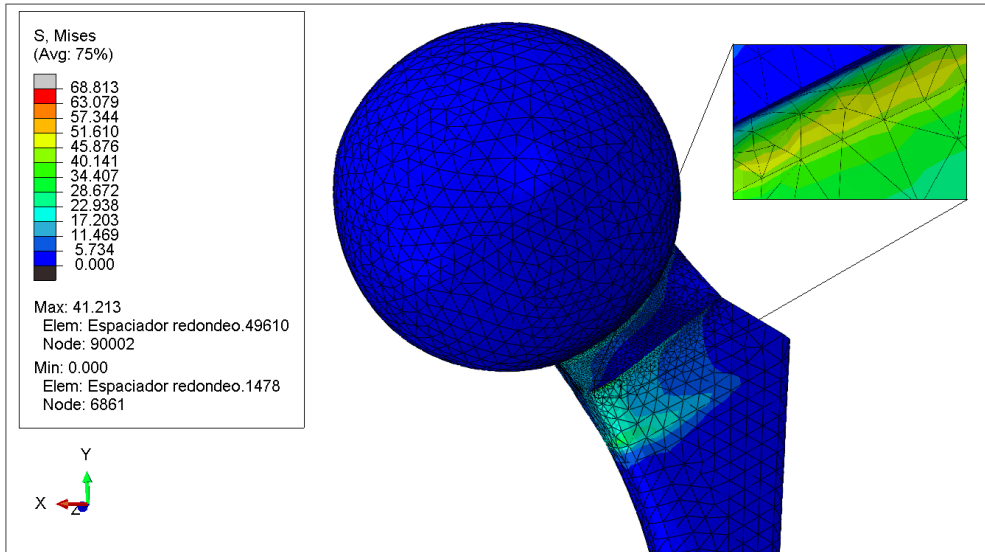
(f) 60 %.



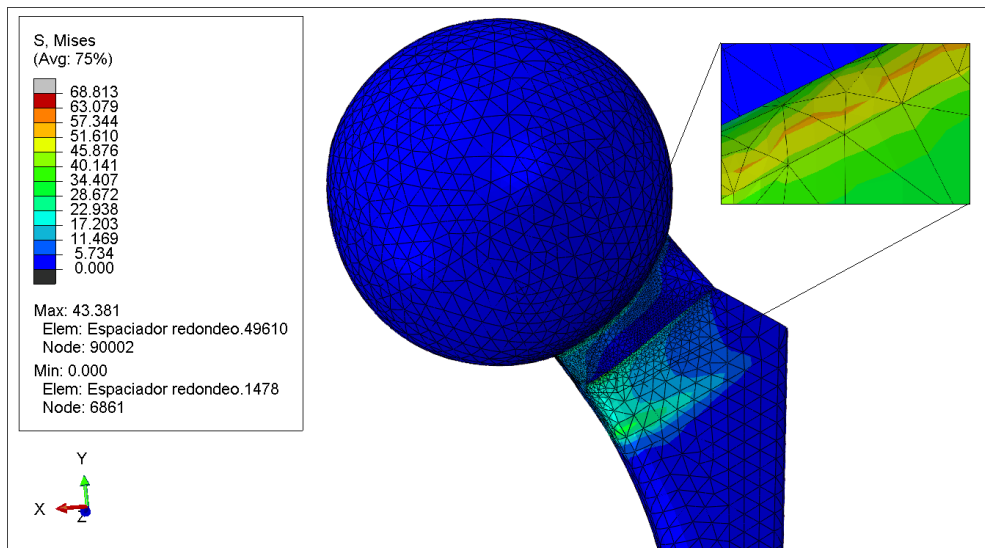
(g) 70 %.



(h) 80 %.



(i) 90 %.



(j) 100 %.

Figura 6.1: Distribución de tensiones de von Mises en el espaciador inicial para cada instante del ciclo de la marcha.

Una de las posibles causas de las fallas por fatiga en este tipo de espaciador podría ser, la presencia de zonas que concentran altas tensiones debido a que no presentan una buena transición de zonas más cargadas a menos cargadas. En la figura 6.1 se puede comprobar que las superficies donde se producen estas mayores concentraciones de tensiones se corresponden con la zona de unión entre la cabeza y el cuello del espaciador y la zona de unión entre el cuello y el vástago del espaciador. Estas producen zonas de concentración de esfuerzos que causan la fragilidad y la rotura del espaciador.

6.2. Espaciador propuesto

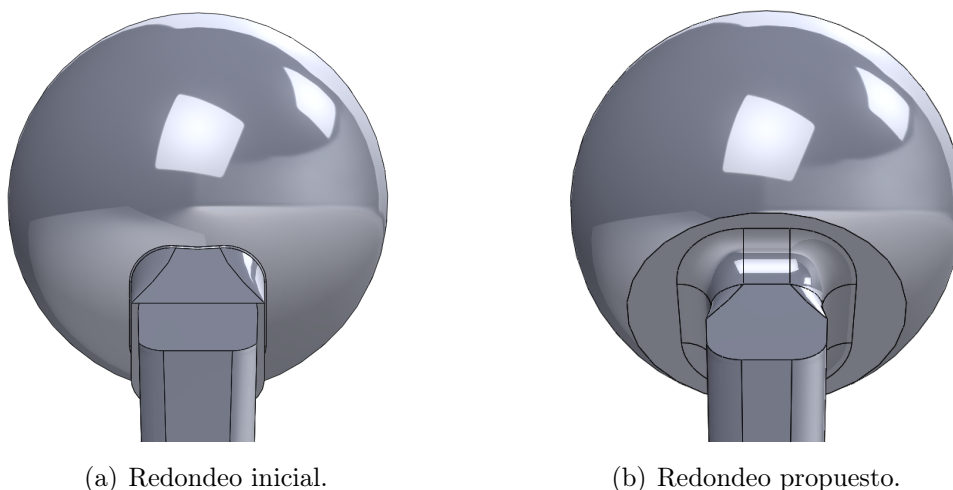
A continuación se propone un diseño alternativo, que consiste en una variante del espaciador temporal de cadera estudiado anteriormente, figura 6.2, con el fin de reducir las tensiones producidas por las cargas, en el cuello del espaciador, retrasando una posible fractura de este.



Figura 6.2: Geometría 3D del espaciador propuesto.

Si se analiza el estudio de reparto de tensiones máximas de von Mises del espaciador inicial, se llega a la conclusión de que hay que trabajar sobre un espaciador que permita una transición de zonas más cargadas a menos cargadas, sin zonas que concentren la fatiga del material. El diseño se considera más importante que el propio material del espaciador.

Para ello se vuelve a modelar toda la zona del cuello del espaciador, redondeando como en la figura 6.3 para eliminar estas zonas de concentración de esfuerzo.



(a) Redondeo inicial.

(b) Redondeo propuesto.

Figura 6.3: Geometría de la zona del cuello del espaciador.

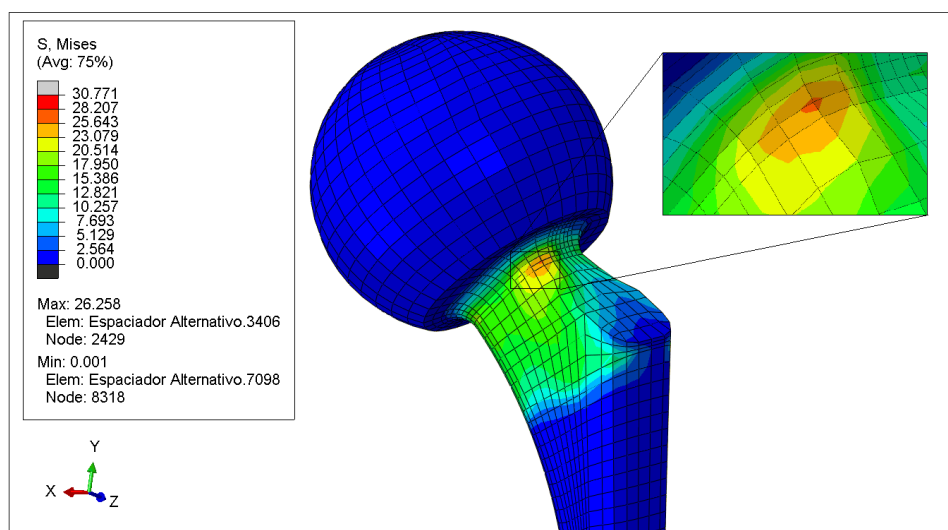
6.2.1. Tensiones de Von Mises

En la tabla 6.2 se resume las tensiones máximas de von Mises obtenidas para cada porcentaje de ciclo transcurrido, en el espaciador temporal de cadera propuesto.

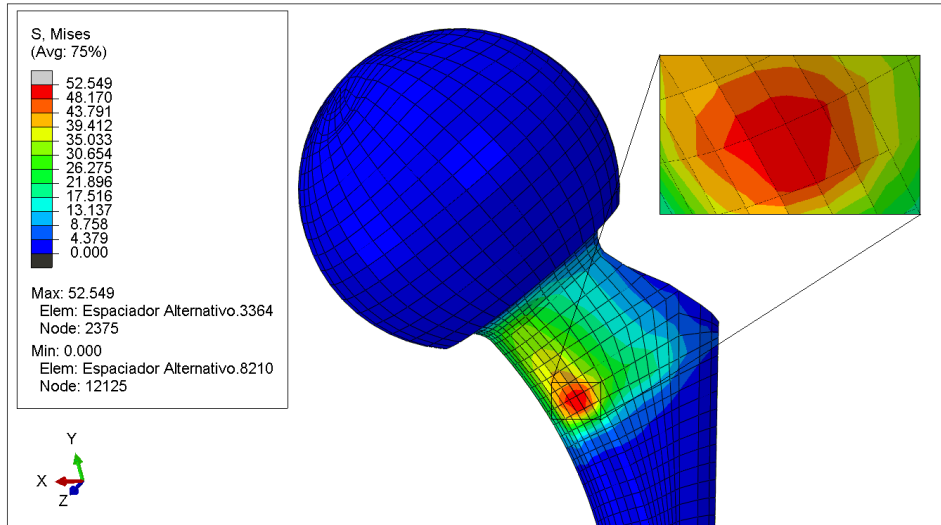
Tabla 6.2: Tensiones máximas de von Mises en el espaciador propuesto para un ciclo completo de la marcha humana.

% de ciclo	Tensión máxima de von Mises (MPa)
0	30.77
10	26.25
20	52.54
30	31.02
40	28.96
50	37.43
60	74.11
70	22.06
80	23.61
90	24.42
100	30.77

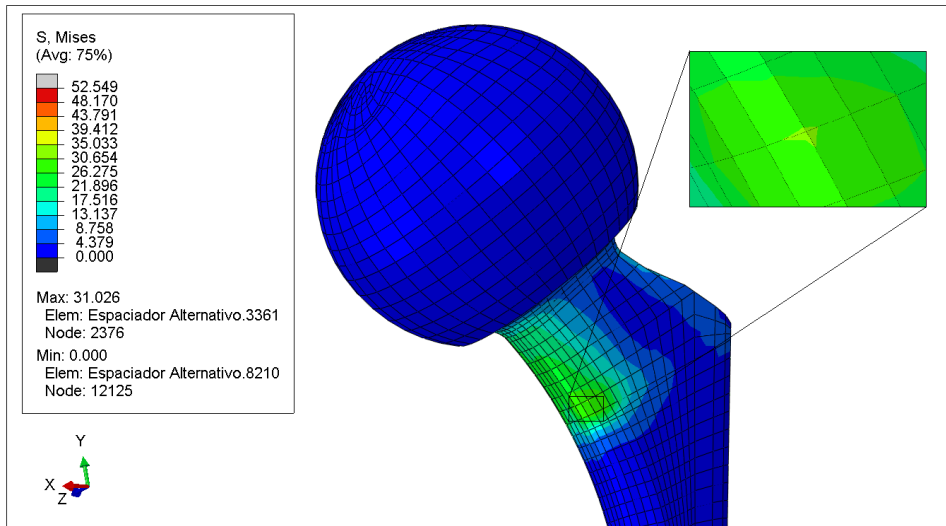
En las figura 6.4 se muestran las distribuciones de las tensiones de von Mises en el espaciador propuesto para un ciclo completo de la marcha humana, en diferentes instantes del mismo. Se observa que la distribución de las tensiones de von Mises con respecto al espaciador inicial ha variado, ya no se encuentran las tensiones concentradas en una sola zona, sino que se distribuyen por todo el cuello del espaciador. Se ha conseguido una buena transición entre zonas más cargadas y menos cargadas.



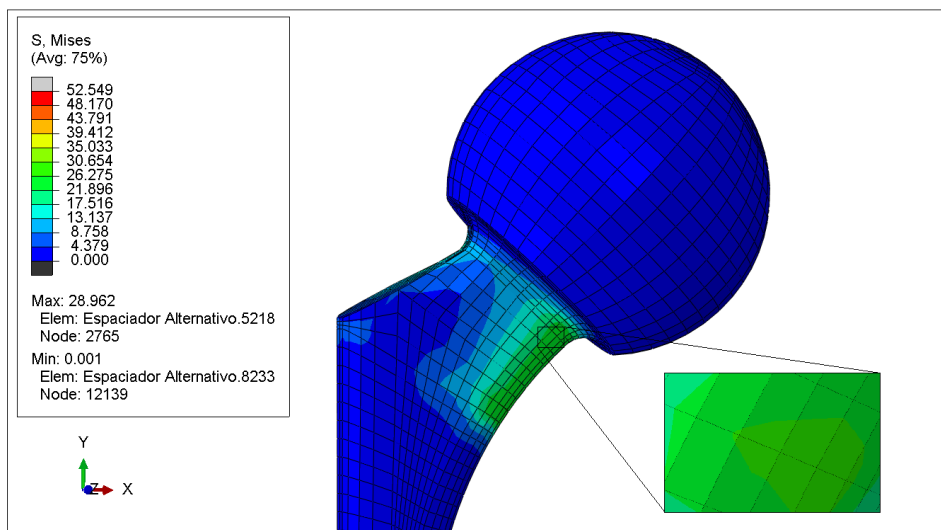
(a) 10 %.



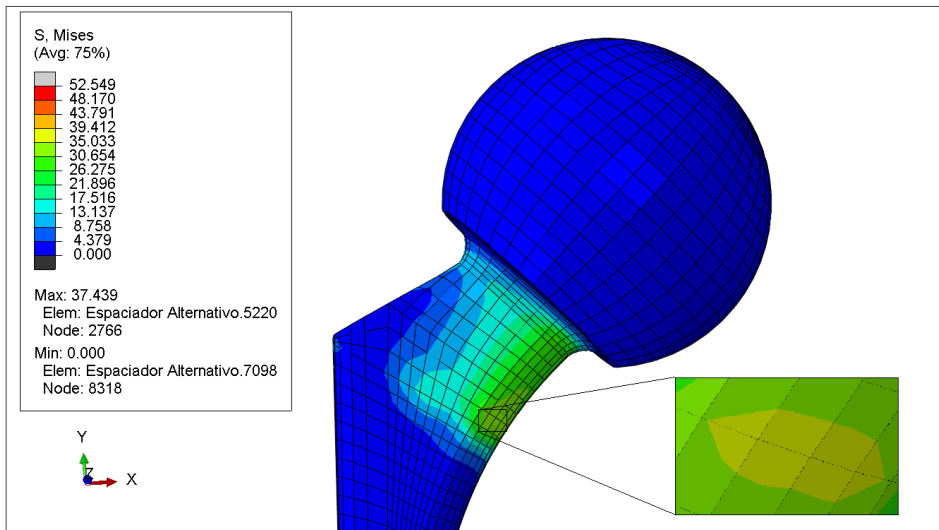
(b) 20 %.



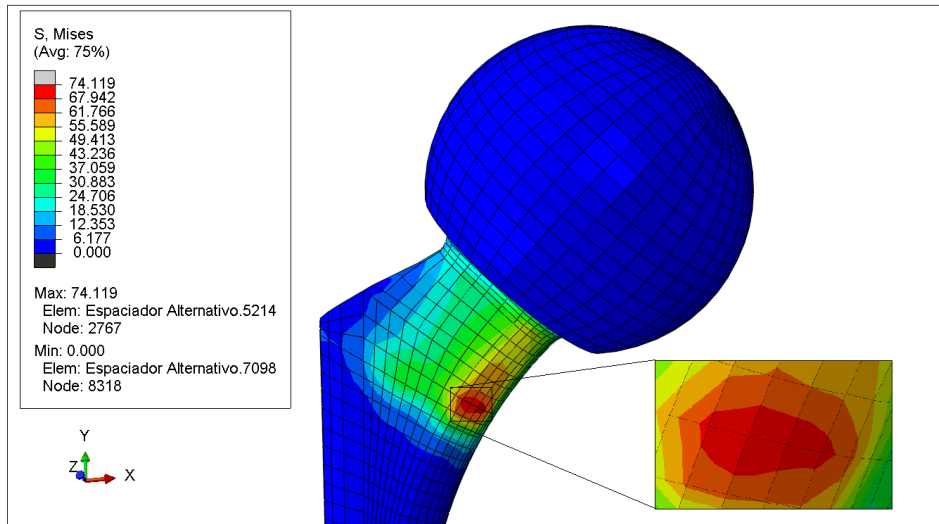
(c) 30 %.



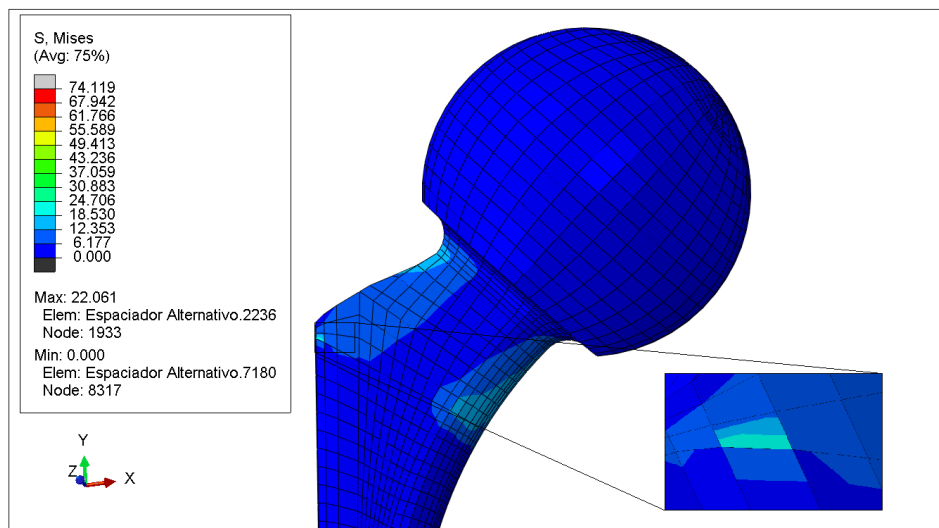
(d) 40 %.



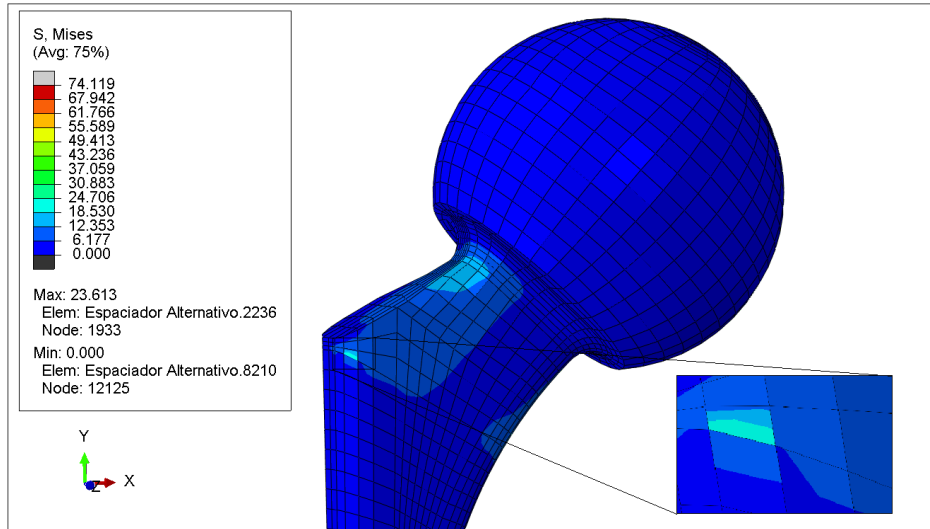
(e) 50 %.



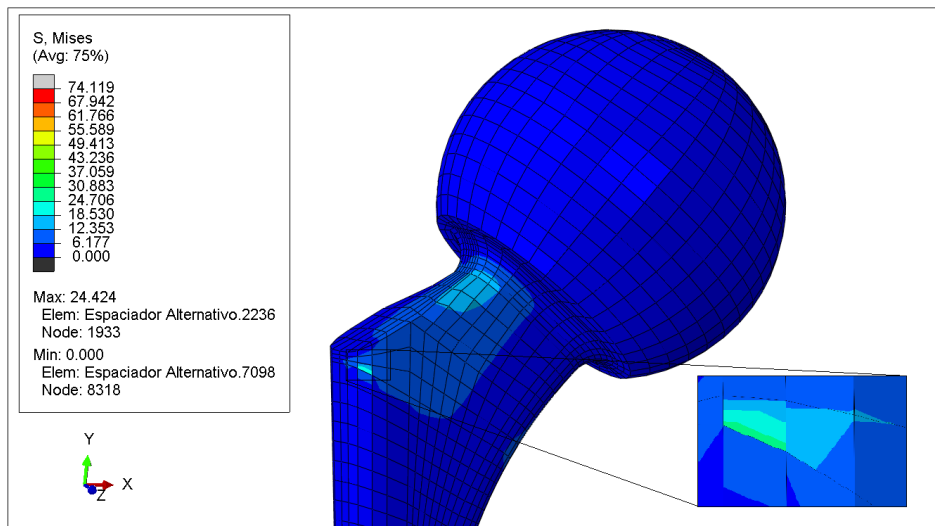
(f) 60 %.



(g) 70 %.



(h) 80 %.



(i) 90 %.

Figura 6.4: Distribución de tensiones de von Mises en el espaciador propuesto para cada instante del ciclo de la marcha.

Al igual que el espaciador inicial, la máxima tensión en un ciclo completo de la marcha se presenta cuando ha transcurrido un 60 % de este, figura 6.4(f). Esta se da en la zona interna del espaciador, en el mismo punto que el espaciador inicial, a diferencia que no está concentrada en las proximidades al punto, si no que este se va distribuyendo de forma continua. Entre ambas tensiones máximas hay una diferencia considerable, siendo el espaciador propuesto el que presenta menor tensión.

6.3. Comparación de ambos espaciadores

Una vez realizados ambos estudios, ya se puede comprobar que al volver a modelar únicamente el cuello del espaciador, que era la zona donde se concentraban las mayores tensiones de von Mises, se ha obtenido una disminución considerable de estas. También debido al redondeo presente en el cuello se ha obtenido una buena transición de zonas más cargadas a menos cargadas, creando así una buena distribución de las tensiones de von Mises y evitando concentraciones de esfuerzos que puedan dar lugar a la fragilidad, causando la rotura del espaciador.

También se pueden apreciar diferencias notorias en los valores máximos de las tensiones de von Mises en la figura 6.5. Esta muestra comparativamente el efecto de cambiar la geometría del cuello del espaciador.

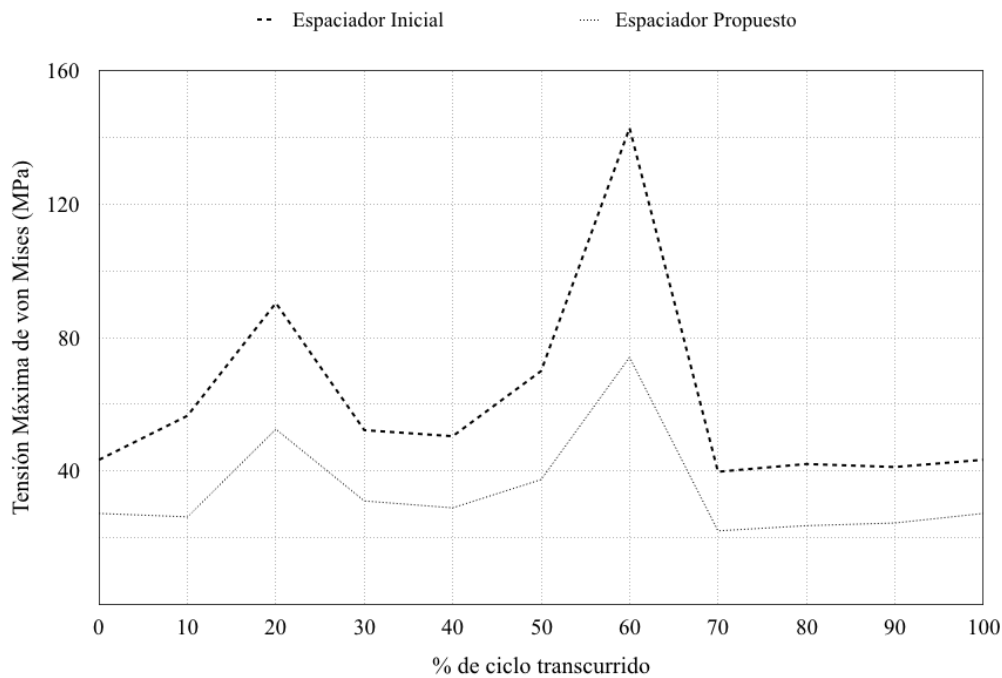


Figura 6.5: Gráfica comparativa de las tensiones de von Mises en diferentes espaciadores temporales de cadera.

Las

Capítulo 7

Conclusiones y Líneas futuras de trabajo

En este trabajo se ha realizado una simulación, por el método de los elementos finitos, de las tensiones generadas en un espaciador temporal de cadera, durante un ciclo completo de la marcha humana.

Los resultados predicen que los espaciadores son una opción muy adecuada para las infecciones en prótesis de cadera, ya que cumple un rol fundamental, actuando como fuente local de antibiótico, manteniendo el espacio articular y permitiendo la movilidad del paciente, bajo limitaciones.

Las estimaciones presentadas en este trabajo llevan a meditar sobre los siguientes aspectos. Se debe tener un especial cuidado con la adición de los medicamentos, ya que añadiendo las cantidades justas para que las propiedades del polimetilmetacrilato no se vean afectadas, el espaciador temporal de cadera presenta posibles fallas por fatiga. También se debe tener muy en cuenta a la hora de diseñar un espaciador temporal de cadera la geometría del mismo. Se tiene que buscar que la geometría de lugar a una buena transición de zonas más cargadas a menos cargadas, logrando así una buena distribución de las tensiones.

Los resultados obtenidos alientan a continuar investigando acerca de este tipo de implantes. En futuros trabajos se pueden estudiar las tensiones ante diferentes cantidades adheridas de medicamentos al polimetilmetacrilato, cambiando así sus propiedades. En el caso de añadir una menor cantidad de medicamento, se reducirá las fallas por fatiga, pero se ampliará el tiempo que tiene que permanecer implantado el espaciador, y en el caso contrario, añadiendo mayores cantidades de medicamento, aumentarán las fallas por fatiga, pero se reducirá el tiempo de implantación. También se podría avanzar en el estudio realizado, mejorando el espaciador temporal de cadera propuesto, añadiéndole un alma metálica para disminuir aún más las posibles fallas por fatiga.

Capítulo 8

Referencias bibliográficas

- [1] KAPANDJI, A. I. *Cuadernos de fisiología articular II: Miembro inferior*. 1990.
- [2] SOBOTTA, Johannes. *Atlas de anatomía humana*. Ed. Médica Panamericana, 2006.
- [3] PLATZER, W. *Atlas de Anatomía para estudiantes y médicos*, tomo 1, aparato locomotor. Barcelona: Ediciones Omega, 1987.
- [4] <http://aprendeenlinea.udea.edu.co/lms/moodle/mod/page/view.php?id=164178>
- [5] REPETTO, Aníbal. *Bases biomecánicas para el análisis del movimiento humano*. Buenos Aires Argentina, 2005, p. p11-12.
- [6] LACUESTA, J. Javier Sánchez. *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*. Instituto de Biomecánica, 2005.
- [7] VIEL, Eric. *La marcha humana, la carrera y el salto: Biomecánica, exploraciones, normas y alteraciones*. Elsevier España, 2002.
- [8] <http://www.treinoemfoco.com.br/qualificando-seu-treino/cinesiologia-biomecanica-da-corrída/>
- [9] <http://www.biomet.es/es-home>
- [10] <http://www.adam.com/>
- [11] <http://www.mba.eu/blog/tipos-de-protesis-de-cadera/>
- [12] GARCÍA OLMEDO, Víctor. *Análisis para la implantación de un registro nacional de artroplastia de cadera de calidad y diseño de un modelo*. 2017.
- [13] <https://www.tecres.it/en/home>
- [14] POZO, Blanco; LÓPEZ-MOYA GÓMEZ, J.; GARCÍA PESQUERA, J. *Indicaciones y tratamiento de las fracturas periprotésicas de cadera*. *Patología del aparato locomotor*, 2007, vol. 5, no Supl I, p. 26-32.
- [15] RENOVALES, Fernando Diez, et al. *Evaluación de las prótesis articulares mediante RX simple. Kit de supervivencia para el radiólogo*. 2014.
- [16] PÉREZ, Miguel Ángel; GARCÍA AZNAR, José Manuel; DOBLARÉ, Manuel. *Simulación del deterioro del cemento y sus interfaces en prótesis de cadera*. *Revista internacional de métodos numéricos*, 2006.
- [17] CUI, Quanjun, et al. *Espaciadores de cemento impregnado de antibiótico para el tratamiento de la infección asociada con artroplastia total de cadera o de rodilla*. *J Bone Joint Surg*, 2007, vol. 89, p. 871-882.

- [18] VEDOYA, Santiago P., et al. *Revisión en dos tiempos del reemplazo total de cadera infectado*. Revista de la Asociación Argentina de Ortopedia y Traumatología, 2014, vol. 79, no 2, p. 117-123.
- [19] FREDDY REY, Rogelio; TESKE, Viviana. *Uso prolongado de espaciador en infección de cadera: nueva modalidad de tratamiento en dos tiempos*. Revista Médica del Uruguay, 2012, vol. 28, no 1, p. 13-20.
- [20] ARAGONÉS, Isabel Caro. *Cementos óseos con antibiótico*. Panorama actual del medicamento, 2016, vol. 40, no 394, p. 634-638.
- [21] JIRANEK, WILLIAM A.; HANSSEN, ARLEN D.; GREENWALD, A. SETH. *Cemento óseo impregnado de antibiótico para la profilaxis de la infección de la artroplastia total*.
- [22] <https://www.ieca.es/componentes-y-propiedades-del-cemento/>
- [23] KURTZ, S. M., et al. *Static and fatigue mechanical behavior of bone cement with elevated barium sulfate content for treatment of vertebral compression fractures*. Biomaterials, 2005, vol. 26, no 17, p. 3699-3712.
- [24] WIRTZ, Dieter Christian, et al. *Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur*. Journal of biomechanics, 2000, vol. 33, no 10, p. 1325-1330.
- [25] GARCÍA-VACAS, Francisco, et al. *Análisis Biomecánico de un Nuevo Diseño de Prótesis Intervertebral*. 2012.