



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA  
DE MÉXICO

---

---

FACULTAD DE INGENIERÍA

ANÁLISIS DEL EFECTO DE UNA PRÓTESIS  
MÜLLER® EN LA DISTRIBUCIÓN DE  
ESFUERZOS EN EL FÉMUR

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

INGENIERO MECÁNICO

P R E S E N T A:

JOSÉ MANUEL PINEDA NICOLÁS



DIRECTOR DE TESIS:

M. EN C. EDGAR ISAAC RAMÍREZ DÍAZ

2014



Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

# PRÓLOGO

Las dificultades que surgen cuando se analizan diseños mecánicos son más evidentes cuando el campo de aplicación de la pieza exige precisión, tal es este caso, en donde la prótesis está en contacto directo con el hueso y fluidos que el cuerpo emana.

En esta tesis se genera un modelo CAD y simulación FEA del diseño de prótesis cementada de vástago recto Müller. Se tiene por objetivo determinar la distribución de los esfuerzos y desplazamientos que una endoprótesis de vástago recto Müller presenta al realizar con ella actividades cotidianas de la vida humana, con la finalidad de aportar información que apoye decisiones de diseño posteriores.

La metodología para cumplir los objetivos consistió en comparar los desplazamientos y distribución de esfuerzos en el ensamble hueso-implante y en el modelo de fémur sano. Además, se compara también el comportamiento mecánico que se observa con la caracterización de material para hueso isotrópico y ortotrópico.

Durante muchos años se han desarrollado diseños que no han logrado satisfacer en forma integral las necesidades de los pacientes, con problemas de fijación, esto tiene que ver con la geometría que el diseñador propone. Por estos motivos, es de gran utilidad un estudio profundo del diseño que propone el cirujano ortopedista Maurice Edmond Müller, con su vástago recto, el cual ha sido muy exitoso desde su inclusión en el mercado de la prótesis de cadera en 1977.

Este trabajo es un eslabón de un proyecto mayor ya que se está realizando un estudio no solo del diseño de Müller sino de otros diseños de prótesis de cadera, con la finalidad de llegar a definir los pros y contras de las geometrías estudiadas y, en un futuro, llegar a proponer un diseño que minimice las desventajas y conjunte las características exitosas de los diseños analizados.

El documento se organiza en cinco capítulos. Los primeros dos capítulos están destinados a recabar la información necesaria para entender las condiciones con las que convive el implante.

En el primer capítulo se muestra la anatomía de la articulación de la cadera y la biomecánica del miembro inferior, en el segundo capítulo se exponen la historia de las prótesis de cadera, los tipos de prótesis que existen, las cualidades y defectos del implante en cuestión.

El tercer capítulo consta de una recopilación de otros trabajos en los cuales se enfrentan a problemáticas similares a los de esta tesis. Esto para conocer las soluciones que otros autores proponen y mejorar sus procedimientos haciendo uso de herramientas de software actualizadas.

El cuarto y quinto capítulo contienen las metodologías del trabajo de software realizado para llegar a la simulación de la distribución de los esfuerzos en el implante. En cuarto capítulo se muestran los pasos seguidos para pasar del modelo físico del implante al modelo virtual mediante un escaneado 3D y la posterior limpieza del modelo para la aplicación del método de elemento finito, se explica módulo a módulo el armado del archivo CAE en la paquetería de *Abaqus*<sup>®</sup>. Y finalmente, en el quinto capítulo se muestran los resultados de la comparación entre los diferentes modelos evaluados y se concluye.

Por lo tanto, este trabajo cobra relevancia al tratarse de un análisis que permitirá saber cuáles son las ventajas y desventajas del diseño de vástago recto de Müller, desde el punto de vista mecánico. Y así contribuir, con este análisis, al trabajo comparativo con otros diseños y, como resultado de esto, una futura propuesta de diseño de implante de cadera.

# ÍNDICE

<b>Capítulo 1. Anatomía y biomecánica de la articulación coxofemoral.....</b>	<b>1</b>
1.1 Articulación coxofemoral.....	2
1.2 Cinesiología de la cadera .....	3
1.3 Músculos que rodean al fémur .....	5
1.4 Biomecánica de la cadera.....	7
<b>Capítulo 2. Endoprótesis de cadera .....</b>	<b>9</b>
2.1 Artroplastia de cadera.....	9
2.2 Historia de las endoprótesis de cadera.....	13
2.3 Tipos de endoprótesis de cadera .....	17
2.4 Prótesis cementadas con polimetilmetacrilato (PMMA).....	18
2.5 Prótesis de Müller .....	21
2.6 Fallas en la prótesis de vástago recto Müller.....	24
<b>Capítulo 3. Estado del arte.....</b>	<b>26</b>
3.1 Modelado de hueso con vástagos femorales .....	26
3.2 Comparación en la distribución de esfuerzos en vástagos de diferente conicidad.....	29
3.3 Análisis de fatiga para diferentes diseños de prótesis de cadera .....	32
<b>Capítulo 4. Generación del modelo .....</b>	<b>35</b>
4.1 Escaneo laser 3D.....	35
4.2 Limpieza del modelo.....	37
4.3 Operación virtual.....	40
4.4 Elaboración del archivo CAE.....	43

<b>Capítulo 5. Análisis de resultados .....</b>	<b>52</b>
5.1 Validación de resultados .....	52
5.2 Criterio seleccionado para el análisis de resultados.....	53
5.3 Resultados en modelo sin implante.....	54
5.4 Resultados en modelo con implante.....	59
5.5 Efecto del implante en el estado de esfuerzos y distribución de la carga .....	65
5.6 Conclusiones .....	68
<b>Bibliografía.....</b>	<b>70</b>

# CAPÍTULO 1

## ANATOMÍA Y BIOMÉCANICA DE LA ARTICULACIÓN COXOFEMORAL

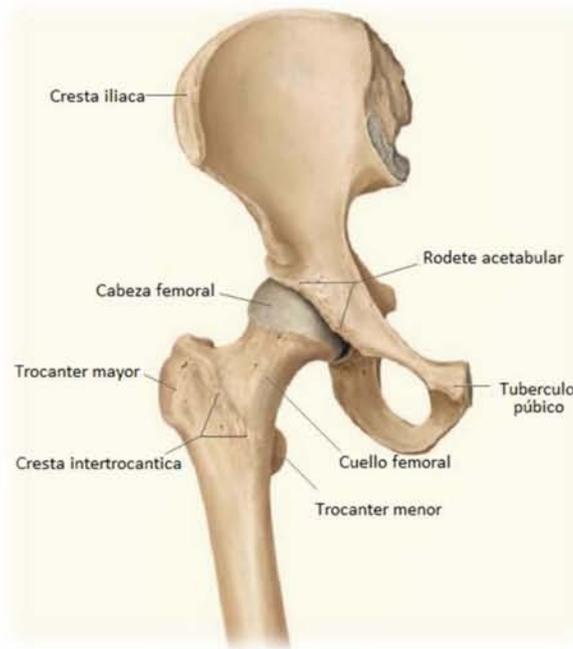
En este capítulo se muestra el funcionamiento normal del miembro inferior a fin de tener una visión clara del problema que se está abordando. Se analiza la anatomía y biomecánica de la articulación de la cadera, se presentan los músculos, origen e inserción, que actúan durante las actividades cotidianas del ser humano. Además, se muestra un estudio dinámico el cual reporta magnitudes y direcciones de fuerzas durante el trote, esto con el fin de reunir información acerca de las condiciones de frontera existentes en el fenómeno estudiado.

### 1.1. Articulación coxofemoral

La articulación de la cadera o coxofemoral, tiene la función de soportar el peso del cuerpo y dar movimiento al mismo. Es una articulación de tipo multiaxial, al permitir movimientos libres en cualquier dirección. La cadera y el hombro son las articulaciones con mayores movimientos del cuerpo humano. Esta articulación se da entre el acetábulo del hueso coxal y la cabeza del fémur.

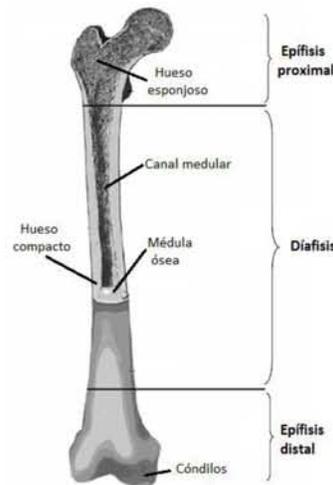
El fémur constituye el hueso más largo del cuerpo humano. Su extremo proximal se caracteriza por una cabeza, un cuello y dos protuberancias llamados trocánteres mayor y menor (*imagen. 1.1*). La cabeza del fémur es esférica y está cubierta por un cartílago articular que se encarga de reducir la fricción que existe entre las superficies de contacto de la articulación. El cuello del fémur tiene forma cilíndrica, conecta la cabeza con la parte central del fémur llamada diáfisis, formando un ángulo aproximado de  $125^\circ$  entre estos, al nacer este ángulo está aumentado hasta en  $45^\circ$  pero va disminuyendo por efecto del peso. (Mitchell, 2009)

Los trocánteres mayor y menor albergan zonas de inserción de los músculos encargados de mover la extremidad inferior.



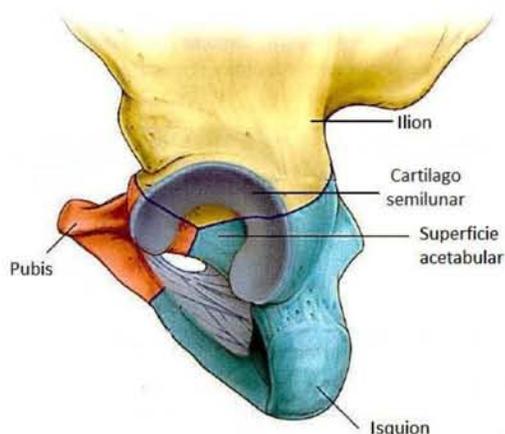
*Imagen 1.1. Articulación coxofemoral (Schumacher 2010).*

Como todos los huesos considerados largos, el fémur está conformado por una diáfisis, que es la parte media del hueso y dos extremos que reciben el nombre de epífisis (*imagen 1.2*). La diáfisis está formada casi en su totalidad por un tejido óseo muy denso que se denomina hueso compacto mientras que las epífisis se conforman de hueso esponjoso que es menos denso y que está formado por trabéculas, que son un entramado de material óseo conectadas entre sí, razón por la cual también se le designa como hueso trabecular.



*Imagen 1.2. Vista en corte del fémur. (Varini, 2007)*

El hueso coxal está constituido por tres huesos, ilion, pubis e isquion, que al nacer se encuentran separados pero durante la infancia se fusionan para dar lugar a una superficie acetabular rígida. El acetábulo, que tiene forma cóncava para articularse con la cabeza femoral, está compuesto por dos tipos de superficies: la superficie rugosa, que es la zona de inserción del ligamento de la cabeza femoral y la superficie articular lisa, con forma de media luna y compuesta por cartílago



*Imagen 1.3. Acetábulo.* (Mitchell, 2009)

El acetábulo rodea casi por completo la cabeza hemisférica del fémur contribuyendo sustancialmente a la estabilidad de la articulación.

## 1.2. Cinesiología de la cadera

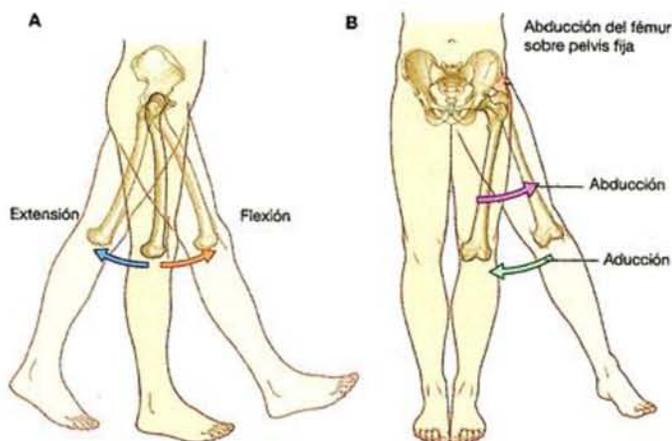
Además de su función fundamental de soportar el peso del cuerpo, la extremidad inferior realiza otra función esencial que es mover el cuerpo a través del espacio. Esto implica la integración de los movimientos de todas las articulaciones de la extremidad inferior para llevar a cabo dicho movimiento.

Los movimientos de la articulación de la cadera son: flexión, extensión, abducción, aducción, rotación interna, rotación externa y circunducción.

Como se observa en la *imagen 1.4 A*, la flexión de la cadera es el movimiento que produce el contacto de la cara anterior del muslo con el tronco, de forma que el muslo y el resto del miembro inferior sobrepasan el plano anatómico frontal de la articulación, quedando por delante del mismo. La amplitud de la flexión varía según distintos factores, de forma general, la posición de la rodilla interviene en la amplitud de la flexión: cuando la rodilla está extendida, la flexión no supera los 90°, mientras que cuando la rodilla está flexionada alcanza e incluso sobrepasa los 120°. (Sahrmann, 2005)

La extensión dirige el miembro inferior por detrás del plano frontal. La amplitud de la extensión de la cadera es mucho menor que la de la flexión, ronda los 20° (Sahrmann, 2005), estando limitada por la tensión del ligamento iliofemoral. Cuando la rodilla está extendida la extensión es mayor que cuando esta flexionada, esto se debe a que los músculos que realizan el movimiento pierden su eficacia como extensores de cadera, puesto que han utilizado gran parte de su fuerza de contracción en la flexión de la rodilla.

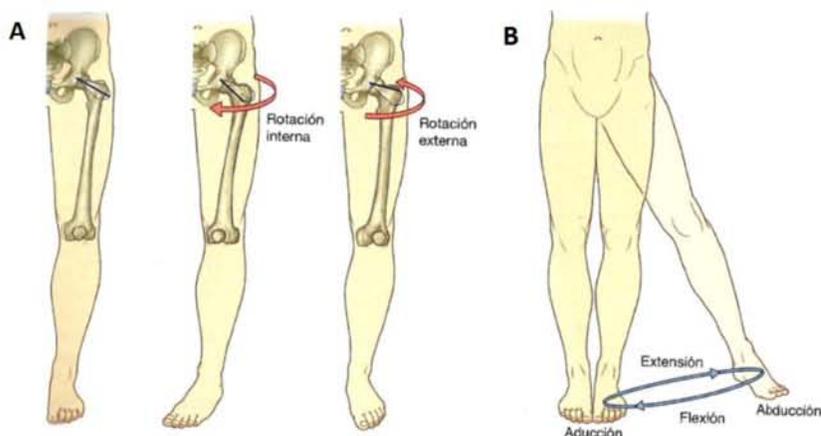
La abducción dirige el miembro inferior hacia fuera y lo aleja del plano de simetría del cuerpo, como se muestra en la *imagen 1.4 B*. La abducción está limitada por el impacto óseo del cuello del fémur con el hueso coxal, por los músculos aductores y los ligamentos ilio y pubofemorales. Cuando se completa el movimiento de abducción, el ángulo formado por los dos miembros inferiores alcanza los 90°, sin embargo, mediante entrenamiento se aumenta hasta 120°. (Sahrmann, 2005)



*Imagen. 1.4. Movimientos de la articulación de cadera. A) Flexión y extensión. B) Abducción y aducción. (Mitchell, 2009)*

La rotación externa es el movimiento que conduce la punta del pie hacia afuera, mientras que la rotación interna lleva a la punta del pie hacia dentro como se muestra en la *imagen 1.5 A*. La rotación externa es mayor que la interna, el rango de giro para la rotación interna es de  $30^\circ$  y de rotación externa se logran  $60^\circ$ . (Sahrmann, 2005).

La circunducción se origina en todas las articulaciones con tres grados de libertad y se debe a la acción simultánea de los movimientos ya mencionados. En la cadera, el movimiento de circunducción dibuja un cono cuyo vértice es la articulación coxofemoral como se aprecia en la *imagen 1.5 B*.



*Imagen 1.5. Movimientos de la articulación de cadera. A) Rotaciones interna y externa.*

*B) Circunducción. (Mitchell, 2009)*

### 1.3. Músculos que rodean el fémur

Los músculos de la articulación de la cadera son especiales, ya que su gran tamaño y su amplia sección transversal en combinación con el amplio rango de movimiento que tienen hacen que su origen e inserción converjan en puntos muy cercanos del fémur. Tomar en cuenta los músculos que rodean la cabeza femoral es importante para el objetivo de realizar un análisis por elementos finitos debido a que en uno de los módulos se deben especificar las condiciones de frontera y las cargas externas si estas existen.

Los músculos forman parte esencial de la determinación de cargas sobre el fémur debido a que son estos los actuadores, ya que en conjunto con los ligamentos aportan y dirigen la fuerza al aparato locomotor para que este se mueva. Por tal motivo es importante estudiar la función y puntos de inserción en la cabeza femoral de cada uno de los músculos involucrados en los movimientos cotidianos del ser humano.

Los músculos que rodean la cabeza femoral son:

a) Glúteo mayor

Se trata del músculo más grueso y potente de la cadera y tiene la función de proporcionar rotación lateral al fémur además de soportar la pelvis. Se origina desde la superficie superior del sacro y coxis y se inserta en la cresta glútea de la línea áspera del fémur (*imagen 1.6*). (Fernández, 2006)



*Imagen 1.6. Origen e inserción del músculo glúteo mayor.* (Richardson, 2009)

b) Glúteo medio

El glúteo medio se origina en la cara externa del hueso ilíaco, se inserta en el trocánter mayor del fémur. Este músculo produce la rotación interna y la flexión mediante sus fibras anteriores, mientras que con las posteriores la rotación externa y extensión de la cadera (*imagen 1.7*). (Fernández, 2006)



*Imagen 1.7. Origen e inserción del músculo glúteo medio.* (Richardson, 2009)

c) Glúteo menor

Este músculo se sitúa en la parte por debajo del glúteo mediano. Se origina en la parte anterior del hueso iliac. Es un músculo abductor que lleva a cabo la acción flexión y rotación interna (*imagen 1.8*). (Fernández, 2006)



*Imagen 1.8. Origen e inserción del músculo glúteo menor.* (Richardson, 2009)

d) Iliopsoas

Este músculo tiene su origen en la vértebra T12 y en la parte lateral de los discos intervertebrales desde T12 hasta L4, desciende la región lumbar para luego unirse al músculo iliático e insertarse en un fuerte tendón común ubicado en la parte anterior del tubérculo menor. El iliopsoas es el principal flexor del muslo sobre la pelvis, aunque también confiere rotación lateral al fémur (*imagen 1.9*). (Fernández, 2006)



*Imagen 1.9. Origen e inserción del músculo iliopsoas. (Richardson, 2009)*

e) Piriforme

Su función es rotar el muslo. Se origina en la cara anterior del sacro. Se inserta en la parte media del borde superior del trocánter mayor (*imagen 1.10*). (Fernández, 2006)



*Imagen 1.10. Origen e inserción del músculo piriforme. (Richardson, 2009)*

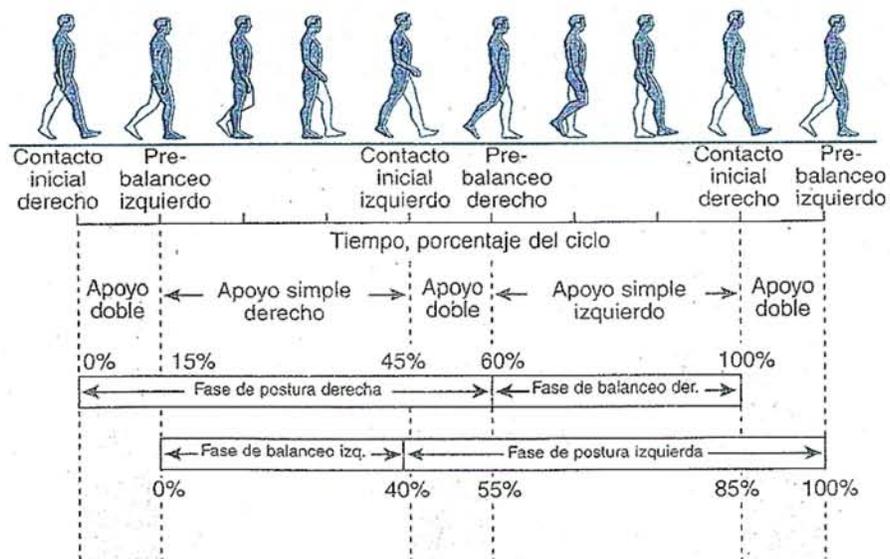
#### 1.4. Biomecánica de la cadera

Uno de los problemas más importantes en el diseño de endoprótesis de cadera es la consideración equivocada de las cargas a las que está sometida, por ello la importancia de recabar información correcta acerca de la dinámica de la cadera.

El cuerpo humano está sujeto a cargas externas además de su propio peso y fuerzas debidas a su misma inercia. Es posible calcular las fuerzas y momentos resultantes de cada sección del cuerpo fácilmente planteando el caso estático y aún más sencillo si se plantea el caso de mayor sollicitación en el ciclo de la marcha humana, el caso de apoyo simple.

Sin embargo, no es el objetivo de este trabajo plantear un caso estático ya que lo que se quiere lograr es llegar a una simulación de funcionamiento “normal”, es decir, obtener los datos dinámicos cuando una persona está realizando actividades cotidianas.

Durante el ciclo de marcha humana, el cuerpo puede estar soportado en uno o ambos pies. En la fase de apoyo simple, la fuerza resultante transmitida desde el suelo se determina planteando ecuaciones de equilibrio, sin embargo, según J. P. Paul en 1967, las cargas que el sujeto experimenta en dicha fase no son las mayores. Las máximas cargas en las articulaciones de los miembros inferiores, ocurren en los instantes de transición entre las fases de apoyo simple y apoyo doble que se muestran en la *imagen 1.11*.



*Imagen 1.11. Fases de la marcha humana (Wilkins & Williams, 1981)*

Pawels, reportó que las fuerzas ejercidas por los músculos son lo que realmente influye sobre la carga y distribución de los esfuerzos en los huesos. Demostró analítica y experimentalmente que la fuerza resultante sobre la cabeza femoral está más afectada por los músculos que por el peso del cuerpo. (Kassi, 2004)

Duda en 1998 y Bitsakos en 2005 estudiaron dos de los eventos más comunes en la vida cotidiana que implican movimiento; el caminar y el subir escaleras. Se trata de los dos movimientos en los que el fémur experimenta las mayores exigencias dinámicas. Los resultados que reportan fueron obtenidos mediante telemetría y detallan la orientación de cada fuerza para cada músculo que rodea la cabeza femoral. Los datos fueron medidos de las repeticiones hechas por una persona cuyo peso corporal fue de 800 [N]. Las cargas máximas reportadas se muestran en la *tabla 1.1*.

*Tabla 1.1. Cargas máximas en los músculos que rodean la cabeza femoral. (Bitsakos, 2005)*

Fuerza [N]	X	Y	Z
Fuerza de contacto en articulación	617.7	219.3	-2868.7
Glúteo mayor	-172.3	105.0	203.8
Glúteo medio	-92.3	40.4	87.1
Glúteo menor	-43.2	18.6	33.2
Iliopsoas	-3.6	-160.6	158.5
Periforme	-110.5	70.1	22.4

# CAPÍTULO 2

## ENDOPRÓTESIS DE CADERA

Este capítulo está enfocado a mostrar los avances que se han logrado durante casi 100 años de evolución en prótesis de cadera, las afecciones que padece el paciente para llegar a ser candidato a este tipo de prótesis. Se analizan las características de diseño de la endoprótesis tipo Müller, sus principales causas de falla reportadas y también se muestran las características del cemento usado para la implementación de la prótesis en el cuerpo humano.

### 2.1. Artroplastia de cadera

La artroplastia de cadera es el nombre que recibe el procedimiento de reemplazar quirúrgicamente la articulación de la cadera. Una artroplastia total de cadera consiste en implantar tanto el componente acetabular como el vástago femoral (*imagen 2.1*). Un implante de este tipo recibe el nombre de endoprótesis ya que se coloca dentro del cuerpo.

Durante una artroplastia:

- El daño en la cabeza femoral es reemplazado por una cabeza femoral metálica unida a un vástago que es colocado en la parte central del fémur. Este vástago puede ser unido al fémur mediante un cemento o mediante un ajuste a presión.
- Se inserta un acetábulo esférico de polímero en la cabeza metálica que elimina el daño en la superficie femoral.
- El daño en la superficie del acetabulo es reemplazado por el componente acetabular que también tiene como función servir de cavidad para el polímero y permitir así articular los componentes.



*Imagen 2.1. Artroplastia total de cadera .(AAOS, 2012)*

Las razones por las cuales una persona es susceptible a una artroplastia son variadas. Toda persona que sufra de un dolor insoportable en la articulación que interfiera con sus actividades diarias es candidata. La causa más común para un procedimiento de este tipo es la osteoartritis, sin embargo, existen algunas otras enfermedades como artritis reumatoide, osteonecrosis, tumores en los huesos y fracturas de fémur que también ocasionan una artroplastia.

Inicialmente, los doctores habían reservado este procedimiento para pacientes mayores a 60 años porque pensaban que las personas mayores realizaban actividades que exigían menor esfuerzo que los jóvenes. Hoy en día esta práctica quirúrgica es aplicada también a jóvenes con artritis juvenil o que sufrieron de traumatismo en la cabeza femoral.

Sin duda, el objetivo de la sustitución articular es mejorar la calidad de vida del paciente consiguiendo una articulación indolora, estable y con una amplitud de movimientos igual a la de la articulación natural. Según Blundell Jones en 1955, los requisitos que debe cubrir un implante para cumplir estos objetivos son de tres tipos: quirúrgicos, biológicos y mecánicos.

Los requisitos quirúrgicos son responsabilidad del mismo médico y su capacidad para llevar a cabo el procedimiento quirúrgico. Es necesario que este se someta a una amplia capacitación con el fin de adquirir los conocimientos y habilidades para lograr una buena inserción del implante además de disponer de experiencia para resolver los percances tales como la preparación de la superficie, puesta a punto del cemento óseo, etc.

En los requisitos biológicos es conveniente que no se produzca ninguna reacción por parte del cuerpo al introducir material extraño al cuerpo. Es importante que los productos de desgaste por la fricción no generen efectos como inflamación o infección en la articulación que ocasionen una nueva intervención quirúrgica.

En tanto a los requisitos mecánicos, la prótesis ideal será aquella que cumpla con las funciones de la articulación lo más natural posible. El diseño de la prótesis debe estar guiado por tres consideraciones principales: 1) velocidad de desgaste de los materiales con que se manufactura; 2) los movimientos que se logran con el implante dentro del cuerpo; y 3) la estabilidad articular y su fijación con el hueso.

La importancia de este procedimiento está reflejada en el número de operaciones que se realizan al año. Los países industrializados presentan una incidencia de más de 150 procedimientos al año por cada 100 000 habitantes, así, cerca de un millón de artroplastias son llevadas a cabo en todo el mundo al año. El crecimiento en la incidencia de este procedimiento fue de 25% entre el 2000 y el 2009, esta tendencia continúa debido a que la población mundial que llega a la tercera edad es cada vez mayor y a que los países no industrializados tienden a dar más cobertura de salud a sus pobladores. (OCDE, 2011)

## **2.2. Historia de las endoprótesis de cadera**

La artroplastia total de cadera es el procedimiento quirúrgico que abrió camino en el mundo de las prótesis, este padecimiento ha estimulado el reemplazo de otras articulaciones alteradas de igual forma.

El primer acercamiento a las endoprótesis de cadera fue desarrollada por el cirujano americano Smith Petersen, dicho autor y sus colaboradores observaron que alrededor de un trozo de vidrio extraído del muslo de un paciente se había formado un tejido de características parecidas a la sinovial, con base en estas observaciones, Smith Petersen y sus colaboradores pensaron que si colocaban un molde de vidrio sobre la cabeza del fémur la sinovial crecería y de esta forma se conseguiría una artroplastia efectiva.

En 1923, Petersen efectuó su primera artroplastia con un molde de vidrio. Dicho molde sólo era una forma de remodelar la articulación esférica mediante la formación de nuevo tejido sinovial. Inicialmente se usó baquelita y más tarde pyrex, ambos materiales mostraban tendencia de ruptura.

Venable y Stuck en 1931 publicaron un trabajo realizado con aleaciones Cromo-Cobalto-Molibdeno, ya utilizadas por dentistas en ese entonces, y Smith Petersen utilizó esta aleación como sustancia de interposición. El trabajo de Petersen representa un paso gigantesco en el concepto de reemplazos de cadera sin embargo su propuesta sólo lograba aliviar el dolor en la mitad de los casos. Además no podía reemplazar deficiencias óseas ni corregir anormalidades anatómicas.

Teniendo en mente la solución de los problemas que tenía el molde de Smith Petersen, Bohlman propone el uso de una esfera de Cromo-Cobalto acomodada sobre un clavo con tres aletas, para reemplazar la cabeza del fémur. En 1939 ese autor había colocado esa prótesis en tres pacientes. En 1943, Moore y Bohlman construyeron una prótesis especial de Cromo-Cobalto destinada a reemplazar los 30 cm superiores de un fémur que había sido destruido a causa de un tumor de células gigantes. El paciente vivió tres años después de haberse realizado la implantación y murió por causas ajenas al implante.

En 1946, los hermanos Judet utilizaron una endoprótesis que presentaba una cabeza femoral de acrílico con un vástago agregado del mismo material. Más tarde este vástago fue modificado con un refuerzo metálico y luego, debido al desgaste observado, la parte de acrílico fue reemplazada por otra de aleación Cobalto-Cromo. Después de la propuesta de los Judet vinieron nuevas modificaciones por diversos autores, sin embargo la mayoría fracasó porque poseían una poca capacidad de soportar las cargas.

A comienzos de los años 50, Moore, basándose en sus experiencias anteriores, diseña una prótesis (*imagen 2.2*) de tallo largo hecha de la misma aleación Cromo-Cobalto-Molibdeno que usaba Smith Petersen en sus moldes. El diseño de Moore presentaba unas ventanas para reducir el peso de la prótesis y para permitir cierto crecimiento óseo a través de las ventanas. Sin embargo, la

prótesis mostró tendencia al aflojamiento, existía un solo tamaño para todos los fémures y el vástago era delgado y curvo.



*Imagen 2.2. Endoprótesis original de Moore. (Barrack y Rosenberg, 2009)*

En los años sesenta, Sir John Charnley demostró que era posible colocar implantes metálicos fijados con polímeros acrílicos para reconstruir la articulación fémur cadera, este concepto de fijación rígida fue un paso esencial para mejorar las prótesis intramedulares. La popularidad de la técnica de Charnley se debe al gran éxito entre los pacientes de avanzada edad; sin embargo entre los pacientes jóvenes el éxito es limitado. Charnley introdujo el uso sistemático del adhesivo PMMA (Polimetilmetacrilato) para los implantes de cadera, constituyendo lo que probablemente sea la trayectoria más exitosa entre los modelos de prótesis total de cadera ya que actualmente se sigue usando.

Más tarde Giliberty y Bateman, en 1978, diseñaron una endoprótesis que estaba acompañada de una copa interpuesta que permitía un movimiento libre, prótesis bipolar (*imagen 2.3*). El fundamento de esta prótesis consistía en reducir la fricción entre la cabeza femoral y el cartílago del acetábulo. La unidad femoral podía fijarse con cemento o acomodada a presión. Actualmente, existen modelos de este tipo que presentan vástagos porosos con el fin de ayudar a la osteointegración. La unidad acetabular está recubierta con polietileno de manera que no existe contacto metal-metal.



*Imagen 2.3. Prótesis bipolar. (Barrack y Rosenberg, 2009)*

En 1986, McKee y Farrar realizan reemplazos articulares “metal sobre metal” que consisten en un reemplazo metálico tanto acetábulo como de la cabeza femoral. Durante muchos años estos reemplazos metálicos se utilizaron, sin embargo, en el 15.7% de los casos el paciente requería una nueva intervención debido a la inflamación (Moscol, 2007). El problema se originaba cuando el implante era exigido, esto ocasionaba un mayor roce de superficies que desprendían partículas metálicas o iones metálicos. Los avances en materiales que han surgido desde entonces a la fecha, han permitido retomar este tipo de diseños que tienen como principal virtud una larga durabilidad, aunque su uso sigue generando discusión, prueba de ello es que en el año 2012 la FDA (Food and Drugs Administration) organizó un congreso a fin de analizar la viabilidad de este tipo de artroplastia.

El diseño y fabricación de implantes de fémur ha mejorado mucho gracias al avance de las ciencias médicas, el desarrollo de tecnologías de procesamiento de imágenes, investigaciones sobre materiales biocompatibles y a la implementación de mejores métodos de diseño y manufactura. Sin embargo, hoy en día existen una gran variedad de diseños de prótesis de cadera, dicha variedad es debida a que hasta ahora no se ha podido llegar a un diseño que cumpla íntegramente todos los requerimientos que conlleva un implante de cadera.

### 2.3. Tipos de endoprótesis de cadera

De manera general, los implantes de cadera se clasifican de acuerdo a la forma en que se fijan al fémur. A diferencia de los implantes dentales, los implantes de hueso cambian la manera en que se fijan conforme el tiempo transcurre, los dientes permanentes no cambian en el transcurso de la vida, los huesos carecen de esa ventaja y sufren cambios de manera regular, de tal forma que, en el transcurso de un tiempo la prótesis está fija a un hueso distinto de aquél al cual se insertó.

Se distinguen dos formas de unir el implante al hueso y son: 1) mediante un cemento óseo y; 2) por medio de interferencia o ajuste, a esta segunda forma se le conoce como prótesis no cementada.

Las prótesis de cadera no cementadas se implantan directamente al hueso mediante la superficie porosa del vástago femoral y/o el atornillamiento o fijado a presión del cotilo en el acetábulo. La fijación a largo plazo, en el canal medular del fémur, se logra por osteointegración biológica. En la actualidad, los vástagos no cementados se recubren con hidroxiapatita, dicho recubrimiento estimula la osteogénesis del hueso, actuando de puente entre éste y la superficie del vástago. Las superficies de las prótesis no cementadas suelen ser porosas a fin de alentar el crecimiento de hueso dentro de los poros y lograr así un mejor agarre.

Este tipo de fijación se recomienda en pacientes jóvenes, dado que la calidad del hueso es buena y esto promueve que haya una mejor osteointegración, por otro lado, los pacientes jóvenes tienen mayor expectativa de vida y más actividad, estas exigencias son mejor asumidas por este tipo de prótesis que por los implantes cementados en un largo plazo.

La principal desventaja de las prótesis no cementadas es que requieren un período de recuperación post-quirúrgica más cuidadoso y relativamente prolongado, ya que el proceso de fijación depende de la estabilidad que se consiga durante el primer mes de convalecencia.

Respecto a las prótesis cementadas, se hace mayor énfasis en el siguiente apartado ya que la prótesis objeto de estudio de esta tesis se fija al hueso mediante cemento óseo.

#### 2.4. Prótesis cementadas con polimetilmetacrilato (PMMA).

Los implantes cementados se fijan al hueso mediante un tipo especial de cemento quirúrgico con base en polimetilmetacrilato (PMMA), dicho cemento se inyecta en el canal medular del fémur, luego el cirujano coloca el implante metálico dentro del canal, fijando de este modo el elemento protésico.

Hasta principios de los años ochenta, la fijación cementada de las endoprótesis de fémur era la única forma de fijación que usaban los cirujanos. Las técnicas de cementado femoral fueron evolucionando en los años setenta pasando de la aplicación manual del cemento a la aplicación mediante un sistema de pistola.

En la mayoría de pacientes con artritis de cadera en fase terminal se lograron resultados duraderos con estas técnicas. Sin embargo, se descubrió que la fijación con cemento era menos duradera en pacientes más jóvenes y en pacientes con mayor peso corporal, por esta razón se suelen emplear prótesis no cementadas en dichos pacientes, especialmente si todavía tienen reserva de hueso femoral lo que se comprueba mediante un estudio de densidad ósea. (Rosemberg, 2009)

Durante más de 40 años, el material usado como cemento óseo ha sido el polimetilmetacrilato (PMMA). El componente básico del PMMA es metilmetacrilato (MMA) que es un derivado del ácido metacrilico. La síntesis en escala industrial del MMA fue lograda en los años 20s en los laboratorios Rohm and Haas y la primer aplicación biomédica del PMMA fue la fabricación de dientes. (Eveleigh, 2001)

Actualmente, la mayoría de los cementos óseos PMMA en el mercado consisten en un líquido y un polvo que se mezclan en la sala de operación hasta adquirir una consistencia pastosa, para luego ser aplicado en el canal femoral previo a la inserción del material metálico que constituye la prótesis.

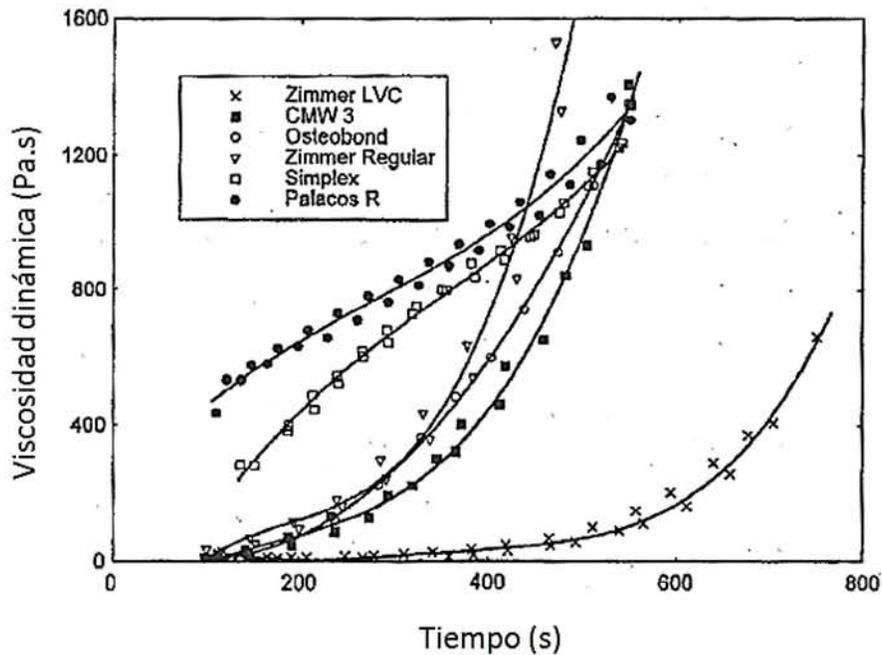
El componente en polvo del PMMA consiste en pequeñas esferas prepolimerizadas de 10 a 105  $\mu\text{m}$  de diámetro, adicionalmente se agregan microesferas compuestas de sulfato de bario u óxido de zirconio para hacer visible el cemento a los rayos-X y generalmente, también se adiciona antibióticos. El componente líquido está constituido por un monómero de MMA, un catalizador, que además de ser usado para acelerar la polimerización sirve para ajustar las propiedades del cemento y un estabilizador.

Las características de manejo y tiempos de ajuste de los cementos acrílicos requieren de especial atención en las cirugías ortopédicas. Existen cuatro etapas básicas en el ajuste del cemento óseo que inicia cuando el componente líquido se pone en contacto con el componente en polvo: (a) el período de mezcla, (b) el período de espera, (c) el período de trabajo y (d) el período de endurecimiento.

Cuando el período de mezcla inicia, la disolución del PMMA en MMA incrementa sustancialmente la viscosidad. Sin embargo, en esta etapa la viscosidad se mantiene relativamente baja comparada con las etapas siguientes en la polimerización. En general, luego de tres minutos de mezcla la viscosidad ronda los 100 Pa.s (Miller, 1992). Al final del período de mezcla, el cemento adquiere una consistencia pastosa y se inicia el período de espera para permitir la desintegración de las microesferas y el proceso de polimerización, se sigue incrementando la viscosidad y al final de este período la mezcla tiene una consistencia pegajosa.

El período de trabajo ocurre cuando el cemento es suficientemente pegajoso pero todavía fluye con el fin de lograr una fácil aplicación en el fémur. Durante este período la formación de cadenas de PMMA se sigue dando, además se genera una reacción exotérmica asociada a los radicales libres que están presentes en el proceso de polimerización. Esto origina que el cemento sufra una expansión térmica que se debe tomar en cuenta en el ajuste del implante ya que al enfriarse genera que el PMMA sea más denso. Durante el período de trabajo la viscosidad debe ser cuidadosamente monitoreada dado que una baja viscosidad podría generar que el cemento sea removido por la presión sanguínea en el fémur, mientras que una alta viscosidad genera que el material no fluya hacia todas las cavidades lo que genera una mala fijación de la pieza metálica.

El comportamiento de cada cemento varía según el fabricante, estas variaciones se encuentran tanto en las propiedades mecánicas como en el tiempo que el cemento toma para el proceso de polimerización que incide también en el tiempo que ocupa en cambiar su viscosidad tal y como se muestra en la *imagen 2.4*.



*Imagen 2.4. Gráfica de la viscosidad dinámica en función del tiempo para distintos cementos acrílicos comerciales.*

(Farrar, 2001)

La etapa final es el período de endurecimiento, se logra cuando el proceso de polimerización termina y se inicia el enfriamiento del cemento hasta equilibrar la temperatura corporal. El tiempo de endureciendo varía según la marca del cemento. (Gie, 1987)

Es importante decir que la fijación que proporciona el cemento acrílico depende exclusivamente del bloqueo mecánico que este propicia entre el implante y el hueso. No existe ninguna adhesión, es decir, no se comparten moléculas entre el cemento y el implante o el hueso. Por tal motivo, la única propiedad que le permite al cemento realizar un bloqueo mecánico eficaz es su capacidad de moldearse de manera ajustada a cualquier superficie que se ponga en contacto con este. Existen tres factores que influyen en el establecimiento y durabilidad del bloqueo mecánico y son:

- a) Comportamiento mecánico del cemento luego de que el proceso de polimerización finalice.
- b) Aspereza, área de contacto y forma de la superficie o cavidad ósea.
- c) La capacidad del cemento, aún en su fase pastosa, de establecer contacto y penetrar en la superficie del hueso. (Ling, 1980)

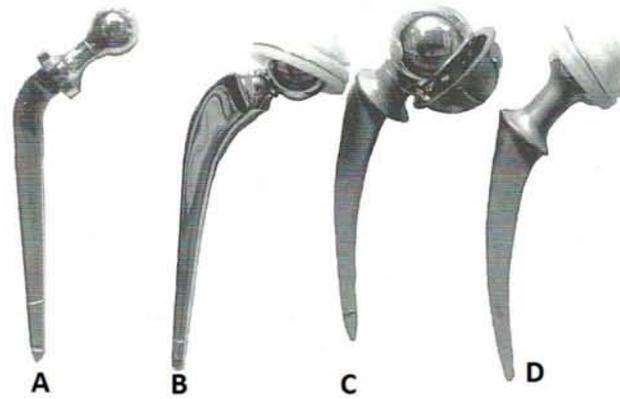
El comportamiento mecánico, además de estar ligado a las propiedades de cada marca de cemento, es afectado por el cirujano por una mezcla deficiente o por contaminación de sangre u otros tejidos presentes.

La preparación de la superficie y la capacidad de que el cemento fluya por la cavidad están igualmente reguladas por el cirujano mediante el buen acondicionamiento de la cavidad. La superficie debe quedar limpia y porosa para propiciar un buen agarre del cemento al hueso y se deben evitar elevaciones que hagan que existan zonas de concentración de esfuerzos en el cemento.

## 2.5. Prótesis de Müller.

El primer diseño para prótesis de cadera de este tipo fue hecho en los años 1960's por el cirujano ortopedista suizo Maurice Edmond Müller, a partir de su primer diseño, Müller desarrolló muchos otros.

En 1961, Müller creó una prótesis muy delgada (*imagen 2.5A*), este implante contaba con una cabeza cubierta de teflón y su fijación al fémur era mediante un ajuste a presión. Luego, en 1963, usó polietileno para cubrir la superficie de la cabeza femoral e ideó una nueva geometría a su diseño original como se muestra en la *imagen 2.5B*, este nuevo implante se fijaba con cemento óseo. Dos años después, Müller además de proponer su primera prótesis de vástago curvo (*imagen 2.5C*), introduce un recubrimiento metálico para la articulación. Ya en 1970, Müller hace un trabajo conjunto con John Charnley para crear un implante exitoso en forma curvada y con cabeza de polímero que se aprecia en la *imagen 2.5D*. (Callaghan, 2007)



*Imagen 2.5. Diseños de endoprótesis Müller A. Año 1961. B. Año 1963 C. Año 1965. D. Año 1970 (Callaghan, 2007)*

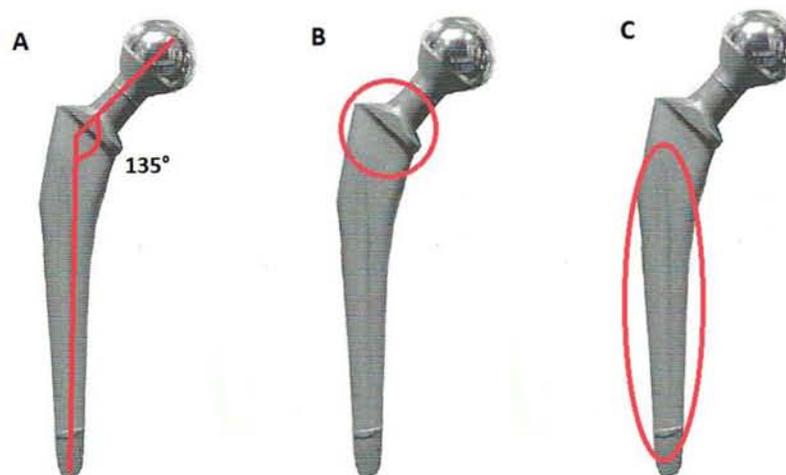
En 1977, Müller presenta su implante de vástago recto (Original M.E. Müller® Straight Stem) más exitoso y que es objeto de estudio de esta tesis. Originalmente estaba hecha de una aleación CoCrNiMo pero de 1985 a 1994 se hizo de aleación Ti6Al4V y actualmente se hace de Ti6Al7Nb (Moscher 2002). Para su fijación al hueso se usa cemento acrílico.



*Imagen 2.6. Implante metálico de vástago recto Müller. (Callaghan, 2007)*

Está disponible en cinco tamaños normales y cuatro intermedios, el tamaño correcto es elegido gracias a que Müller también ideó unas plantillas que al ser sobrepuestas en las imágenes de rayos-X del paciente puede ser calculado el tamaño óptimo para cada caso. Cuando el tamaño del implante es seleccionado correctamente, se logra un buen contacto entre las paredes del canal femoral que alberga a la medula ósea mientras que los espacios vacíos son llenados con el cemento, esta es la característica que le confiere gran estabilidad.

Entre las características de diseño más importantes se encuentra que posee un ángulo CCD (caput-collum-diaphyseal) de  $135^\circ$ , este ángulo se da entre el eje axial del vástago y el eje axial de la cabeza del implante como se muestra en la *imagen 2.7A*. El ángulo CCD juega un papel importante en la distribución de la carga, otros modelos de implante que usan diferentes valores de este ángulo muestran un desempeño muy diferente (Widmer, 2005) . Cuenta con un collar (*imagen 2.7B*) que cumple una doble función, ya que brinda estabilidad rotacional al ser el apoyo sobre el hueso compacto del fémur una vez que el implante se deposita en su posición final, y por otro lado, sirve para compactar el cemento óseo durante su colocación. Esta prótesis esta provista de dos canales o surcos como se ve en la *imagen 2.7C*, que tienen la función de dar cabida al cemento acrílico y ayudar así a la fijación mecánica del metal con el hueso. La superficie metálica tiene un acabado rugoso fino (fine blasted) que también ayuda a la adherencia del cemento. (Zimmer, 2011), (Zimmer, 2007)



*Imagen 2.7. Características de diseño del implante Müller de vástago recto. A) Ángulo CCD de  $135^\circ$ . B) Collar en el implante. C) Canales de fijación, uno de ellos se muestra en la imagen y el otro se encuentra al lado opuesto.*

(Callaghan, 2007)

Con este diseño, Müller logró conjuntar en el tres aspectos que lo hacen ser exitoso: 1) buen diseño del componente metálico; 2) disponibilidad de varios tamaños del implante acompañados de un método detallado a fin de seleccionar el tamaño correcto para cada paciente y; 3) una técnica quirúrgica reproducible.

A más de 30 años de su concepción, se tiene registrado un alto índice de efectividad en un rango que oscila entre 86% y 98% (Acklin, 2001) (Baumann, 2007). En el año 2003 se registró la millonésima intervención quirúrgica de implante del vástago recto en Múnich, Alemania. (Zimmer, 2011).

## **2.6. Fallas en la prótesis de vástago recto de Müller**

Aunque la prótesis de vástago recto Müller logra conjuntar muchas características que la hacen ser exitosa, aún sigue siendo un diseño que presenta fallas. La mayor parte de los implantes de este tipo falla debido al efecto denominado “aflojamiento aséptico” (“aseptic loosening”), el 20.1% de las prótesis implantadas de este tipo han sido catalogadas en riesgo de aflojamiento aséptico. (Krismer, 1991). Esto significa que un implante inicialmente unido rígidamente al tejido óseo circundante, pierde estabilidad apareciendo micromovimientos relativos a dicho tejido bajo cargas funcionales. Estos micromovimientos dan lugar a reacciones inflamatorias, dolores y en algunos casos, pérdida de masa ósea por rozamiento, reduciendo la funcionalidad y eventualmente, dando lugar a la necesidad de una nueva intervención quirúrgica. Ello supone un costo adicional elevado para los servicios de salud públicos o privados.

Actualmente, se tiene un conocimiento limitado de los procesos biomecánicos que gobiernan este aflojamiento, debido a la dificultad y duración de los ensayos clínicos a largo plazo, que hace muy difícil el realizar un estudio completo de la influencia de las diversas causas posibles. Sin embargo, se han realizado simulaciones computacionales que correlacionan resultados simulados con fallas reportadas en hospitales. Además, se han hecho numerosos análisis estadísticos que muestran los problemas de aflojamiento en esta prótesis.

Un estudio que se realizó a pacientes de entre 60 y 75 años con prótesis de vástago recto Müller, concluye que, luego de 10 años de seguimiento, el 80% de las intervenciones quirúrgicas por fallas en la endoprótesis se deben a aflojamiento aséptico, también se encontró que en el 90% de los casos con aflojamiento se presentaba una pérdida de cemento óseo en el canal medular debido al roce de superficies. (Gordan, 2007)

# CAPÍTULO 3

## ESTADO DEL ARTE

A fin de comparar y buscar alternativas para la solución de los problemas, tanto en el manejo de los archivos CAD, como en la paquetería de elemento finito, en este capítulo se muestran trabajos en los cuales se enfrentan a retos similares a los que de esta tesis. También se observan las deficiencias en los trabajos y se proponen mejoras que brinden un mejor acercamiento de la simulación al comportamiento real.

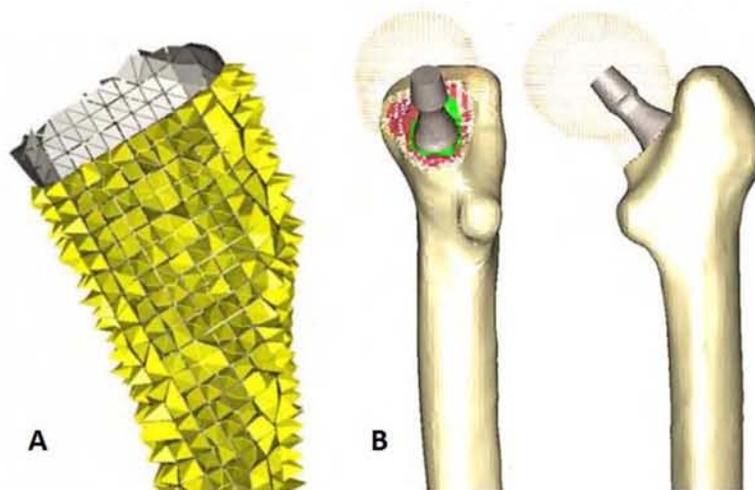
### 3.1 Modelado de hueso con vástagos femorales

En este trabajo los modelos CAD se obtuvieron mediante el escaneado laser del ensamble físico. En dicho ensamble el fémur se encuentra con un corte en la zona diafisaria como se muestra en la *imagen 3.1*.



*Imagen 3.1. Ensamble implante-fémur y escaneado laser 3D. (García, 2012)*

Posteriormente, el implante metálico es sometido al mismo proceso de escaneo para después ser incrustado en el CAD del ensamble y así crear la interfaz que forman el metal del implante y las paredes internas del fémur. Sin embargo, la prótesis que se analiza es cementada, por lo que fue necesario crear la interfaz cemento-hueso y cemento-metal, no se generó el CAD del cemento óseo, para resolver esto, se malló el modelo virtual tanto del fémur como del implante usando una malla tetraédrica y se seleccionaron los elementos que estaban en contacto con la prótesis, como se muestra en la *imagen 3.2A*, a fin de crear una partición que permitiera asignarle a esos elementos las propiedades mecánicas del cemento acrílico. De esta manera se logró tener el ensamble al cual se le asignaron las propiedades mecánicas y que se muestra en la *imagen 3.2B*.



*Imagen 3.2. A) Elementos vecinos al implante metálico que conforman el cemento acrílico. B) Ensamble logrado. (García, 2012)*

En cuanto a los datos dinámicos utilizados en la simulación, se usaron sólo dos fuerzas, la que genera el músculo abductor de la cadera y la que se genera por el contacto de la cabeza femoral y la superficie del acetábulo. Estas fuerzas fueron calculadas, según la literatura que se consultó. Durante la marcha humana la articulación del cuerpo soporta un rango de 2.75 a 4 veces su peso corporal (Weinans, et al., 1994) y este dato ayudó a estimar la fuerza que se produce por el contacto entre la cabeza femoral y el acetábulo, mientras que para la fuerza del músculo abductor, se investigó que llega a producir una carga de hasta 2 veces el peso corporal (Kerner, et al., 1999) y que la dirección de esta fuerza se encuentra desviada  $21^\circ$  respecto a la vertical como se muestra

en la *imagen 3.3*. El valor de peso corporal usado fue de 73 Kg que es el promedio que se obtuvo de una muestra de pacientes con prótesis de cadera cementada.

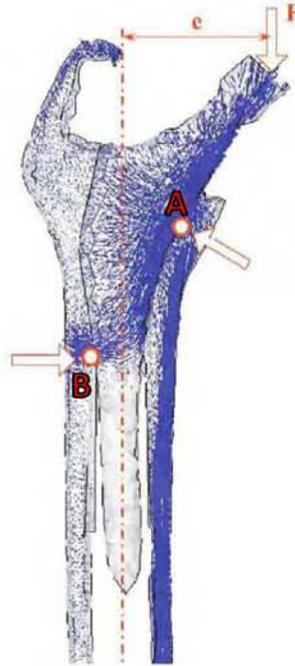
La superficie formada por el corte del fémur fue restringida de todo movimiento y giro para el análisis tal como se aprecia en la *imagen 3.3*.



*Imagen 3.3. Condiciones de frontera.* (García, 2012)

Los resultados que se obtuvieron de este análisis muestran dos zonas donde los esfuerzos se concentran. Según las conclusiones, estas zonas son debidas al momento que se genera con las dos fuerzas usadas en el análisis, en especial la fuerza de contacto en la cabeza femoral, y que provocan una tendencia de giro en el implante metálico que finalmente se manifiesta en un marcado contacto del implante con el fémur en las zonas A y B de la *imagen 3.4*. Este momento está simbolizado por la fuerza “F” y la distancia “e” (*imagen 3.4*).

En el fémur, en el punto de contacto B (*imagen 3.4*), se aprecia también concentración de esfuerzos, mientras que en el punto A, el esfuerzo se aprecia distribuido en toda la zona del fémur por debajo del punto A.

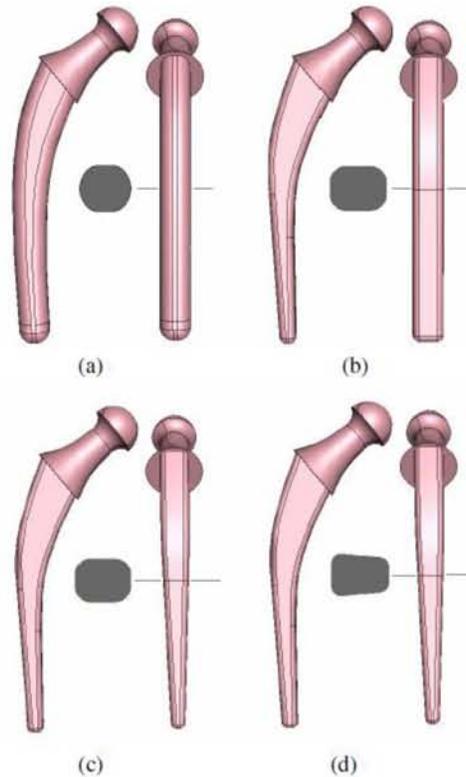


*Imagen 3.4. Distribución de esfuerzos en el modelo. (García, 2012)*

En este trabajo no se proponen cambios en la geometría de la prótesis, ni cambios en la forma de ensamblar. El alcance que se propone está limitado al mostrar la distribución de esfuerzos y dotar al lector de una hipótesis de dicha distribución.

### 3.2 Comparación en la distribución de esfuerzos en vástagos de diferente conicidad

En el artículo no se especifica el método por el cual fueron obtenidos los modelos virtuales tanto de las prótesis como del fémur. Sin embargo, estos modelos se aprecian idealizados. El objetivo del estudio es comparar los estados de esfuerzos variando la conicidad del vástago, por esta razón el diseño que se analiza debe variar únicamente la geometría del vástago. Como se puede ver en la imagen, estos modelos no fueron obtenidos mediante escaneo laser, se tomó el diseño de Charnley como geometría base y a partir de este se hicieron las modificaciones en la conicidad del vástago.

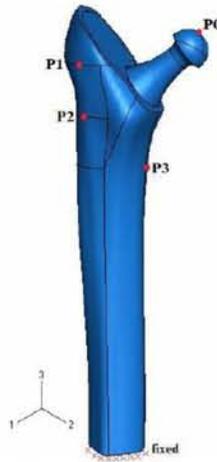


*Imagen 3.5. a) Vástago recto. b) Vástago cónico en vista lateral. c) Vástago cónico en vista lateral y posterior. d) Vástago de sección cónica y cónico en vista lateral, posterior. (Abdullah, et al., 2010)*

El cemento óseo fue modelado mediante la extracción de la superficie del vástago de cada una de las cuatro prótesis y posteriormente se asignó espesor de 1 mm a dichas superficies, con esto se asegura una condición de contacto perfecto entre las intercaras cemento-hueso y cemento-implante.

Las magnitudes, direcciones y puntos de aplicación de las fuerzas externas que se simulan fueron obtenidas de otros trabajos. Estas fuerzas se calcularon para la condición en que una persona de 800N de peso se encuentra caminando. Los puntos de aplicación de estas fuerzas se aprecian en la *imagen 3.6*.

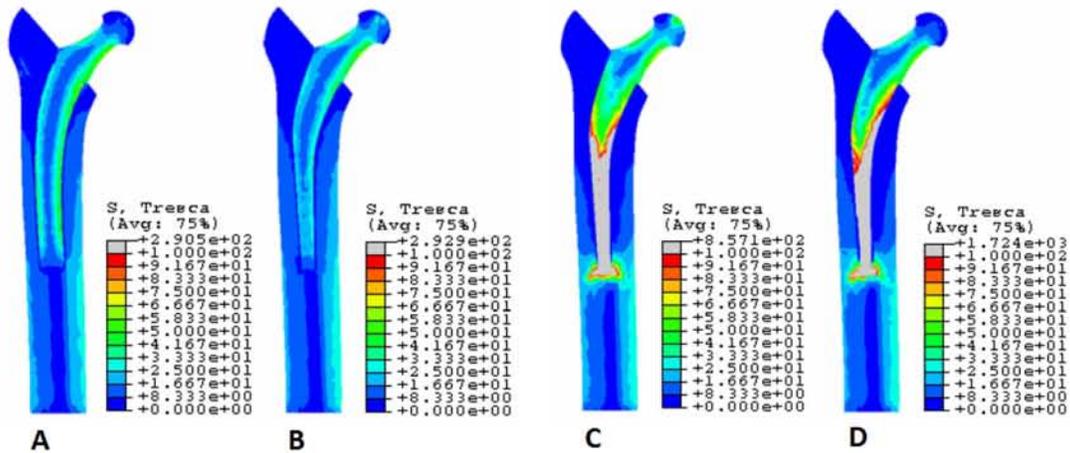
El fémur en el cual se colocan los implantes para el análisis se encuentra igualmente idealizado y se aprecia un corte en la diáfisis, en la superficie que forma dicho corte se hizo una restricción de tipo empotramiento para el análisis de elemento finito tal como se ve en la *imagen 3.6*.



*Imagen 3.6. Condiciones de frontera usados para el análisis. (Abdullah, et al., 2010)*

Para las propiedades mecánicas de los implantes se asumió una aleación Ti-6Al-4V. En el fémur se hizo una partición con el fin de asignar diferentes propiedades tanto en la epífisis, en la cual se aplicaron propiedades de hueso esponjoso, como en la diáfisis, en donde se caracterizó como hueso cortical. A la capa de cemento óseo se le aplicaron las propiedades mecánicas del polimetilmetacrilato. Todos los materiales fueron asumidos como isotrópicos.

Los resultados de las simulaciones se muestran en la *imagen 3.7*. A modo de conclusión, el estudio indica que el colocar conicidad en los implantes genera un efecto concentrador de esfuerzos, ya que las fuerzas que se aplican son dirigidas a lo largo del vástago y estas finalmente son absorbidas por el fémur. Por esta razón se observa que en los implantes con menos conicidad (*imágenes 3.7 A y B*), no se distingue un punto de concentración de esfuerzos, más bien en estos casos los esfuerzos se distribuyen en toda la superficie de contacto, mientras que en los implantes de mayor conicidad (*imágenes 3.7 C y D*) se distinguen claramente áreas de esfuerzos elevados en especial al final del vástago ya que es ahí donde un material tan rígido como la aleación de Titanio del implante se apoya en el hueso cortical. Sin embargo también se muestran altos esfuerzos incluso en áreas del mismo implante, esto se debe a que la conicidad minimiza el área de contacto del vástago con el fémur y aumenta el esfuerzo al estar expuestos a la mismas condiciones de carga.



*Imagen 3.7. Distribución de los esfuerzos en los implantes. A) Vástago recto. B) Vástago cónico en vista lateral. C) Vástago cónico en vista lateral y posterior. D) Vástago de sección cónica y cónico en vista lateral, posterior.*

(Abdullah, et al., 2010)

El alcance de este trabajo fue reportar el diseño de vástago que genera una mejor distribución de esfuerzos con el fin de ayudar al diseño posterior de implantes.

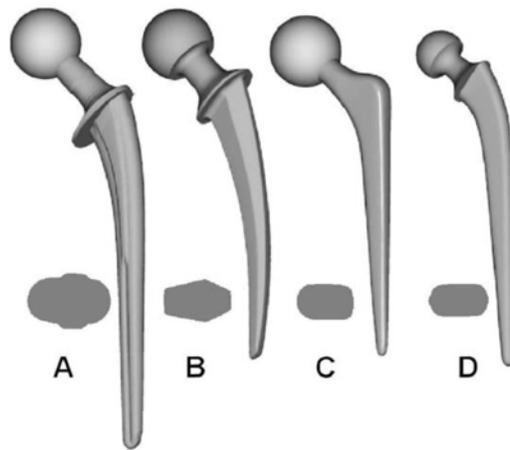
### 3.3 Análisis de fatiga para diferentes diseños de prótesis de cadera

En este trabajo se realiza un análisis por elementos finitos de cuatro ensambles de prótesis cementadas, se hace énfasis al desempeño del cemento óseo. El objetivo de este trabajo es crear una correlación entre los resultados clínicos ya observados, mediante el seguimiento de pacientes con este padecimiento, y los resultados de los análisis. Encontrar esta correlación ayudaría para que en un futuro se reduzcan las revisiones periódicas a las que los pacientes son sometidos, mediante la optimización en la aplicación del cemento óseo y/o el perfeccionamiento en el diseño de las prótesis cementadas.

El 16% de las endoprótesis de cadera presentan alguna falla generada en el cemento. (Stolk, 2007). Debido a este porcentaje de fallas, se decide hacer análisis de fatiga, reportar las microgrietas y los puntos de inicio de las mismas para finalmente relacionar los resultados con los datos estadísticos del hospital que se tomó como muestra.

Se evalúan cuatro diseños que se muestran en la *imagen 3.8*. Uno de estos diseños fue creado por Edmond Müller, pero se trata del diseño de vástago curvo (*imagen 3.8B*). La información que se brinda acerca del método de obtención de los modelos virtuales es que fueron hechas en el software *Rhinoceros*®. El fémur virtual fue obtenido mediante un escaneo 3D.

Se aclara que los implantes fueron escalados a diferentes valores con el objetivo de lograr el tamaño óptimo para cada implante adecuado al fémur que se digitalizo para los análisis.



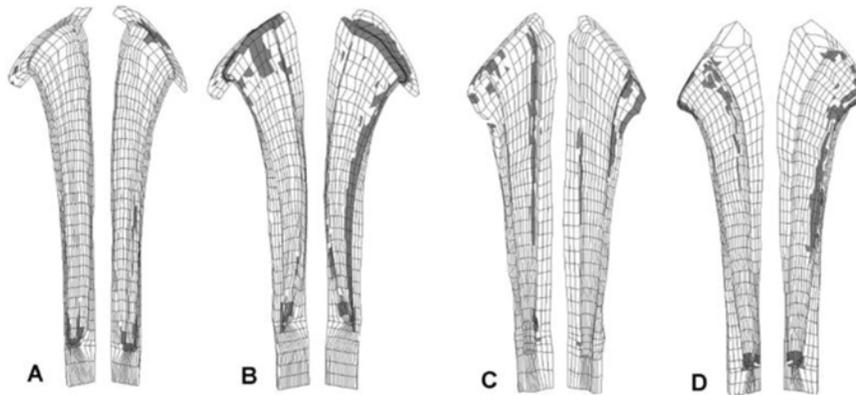
*Imagen 3.8. Implantes usados en el análisis y sus secciones transversales. A) Implante Lubinus SPII. B) Müller curvo. C) Exeter pulido y; D) vástago Charnley Roundback. (Stolk, 2007)*

El cemento se obtuvo mediante la extracción de la superficie de los vástagos usando el software *Rhinoceros*® y la posterior edición de la superficie con el fin de darle espesor al cemento virtual y generar el corte que la técnica quirúrgica de cada prótesis exige.

Los datos dinámicos que se usan en el análisis no se especifican, sólo se explica que se simulan fuerzas que el cuerpo genera en condiciones de marcha normal, las magnitudes y direcciones de aplicación no se aprecian. Se realizan 20 000 ciclos de carga para el análisis ya que según sus fuentes consultadas, este número de ciclos corresponden a 8 años de uso del implante.

Los resultados de este análisis, muestran que prótesis la Müller curva es la que más agrietamiento presenta como se ve en la *imagen 3.9B*, las zonas grises representan las zonas donde el cemento presenta grietas. El implante de Lubinus SPII (*imagen 3.9A*) y Exeter pulido (*imagen 3.9C*) presentaron un número similar de grietas pero muestran una localización de las mismas completamente diferente.

Los agrietamientos mayores se registraron en los primeros 10 000 ciclos de carga, luego de esto se llegó a una etapa de un lento y constante crecimiento en las grietas. El implante Müller curvo inicio su agrietamiento en la zona de apoyo del collar en el hueso.



*Imagen 3.9. Distribución de las grietas después de 20 000 ciclos de carga. A) Implante Lubinus SPII. B) Müller curvo. C) Exeter pulido y; D) vástago Charnley Roundback. (Stolk, 2007)*

# CAPÍTULO 4

## GENERACIÓN DEL MODELO

En este capítulo se presenta el camino seguido para la obtención del modelo virtual, desde el escaneo en 3D de la pieza física hasta el ensamble virtual de los tres componentes que se estudian (implante, fémur y cemento óseo). Se detalla el procedimiento que se siguió para llegar al archivo CAD del implante, susceptible a ser analizado en paquetería de elemento finito.

### 4.1. Escaneo laser 3D

La obtención de un modelo tridimensional CAD que se utilice para realizar el análisis de su comportamiento mediante el uso de elemento finito requiere alta precisión para que los resultados sean más apegados a la realidad. Uno de los métodos más usados para realizar ingeniería inversa y obtener el CAD de objetos físicos es el empleo de herramientas de medición de alta precisión para dimensionar al objeto en estudio y luego llevar estos datos a un software de modelación en 3D. Sin embargo, el empleo de esta técnica trae consigo errores debidos a múltiples factores que tienen que ver con la mala calibración del dispositivo de medición, errores de paralaje, etc.

Hoy en día existe una técnica que reduce las imprecisiones y permite obtener un modelo 3D con mayor rapidez y que además se apega en buena medida a las dimensiones y forma del objeto físico. Esta técnica es el escaneo laser y se describe como un método mediante el cual una superficie se muestrea usando tecnología láser. Se analiza un entorno u objeto real para tomar datos sobre su forma. Los datos capturados son usados más tarde para realizar reconstrucciones digitales, planos bidimensionales o modelos tridimensionales útiles en una gran variedad de aplicaciones.

Este tipo de escáneres rigen su funcionamiento aprovechando las características de la luz láser como que se genera en forma de haz de luz. Este haz tiene un alto grado de coherencia espacial, por lo tanto se propaga en una dirección bien definida con un haz moderadamente divergente. Esta coherencia es la razón por la que se puede propagar a lo largo de largas distancias y se focaliza produciendo manchas de luz muy pequeñas.

La luz láser también tiene un alto grado de coherencia temporal, lo que equivale a una longitud de coherencia larga. Esto significa que los haces de láser visible tienen un cierto color puro, por ejemplo rojo, verde o azul, pero no blanco o magenta. Es destacable que una longitud de coherencia larga introduce una tendencia al fenómeno del ruido del láser, es decir, que se puede observar un patrón granular característico. Este efecto se observa cuando un haz láser incide en una superficie metálica.

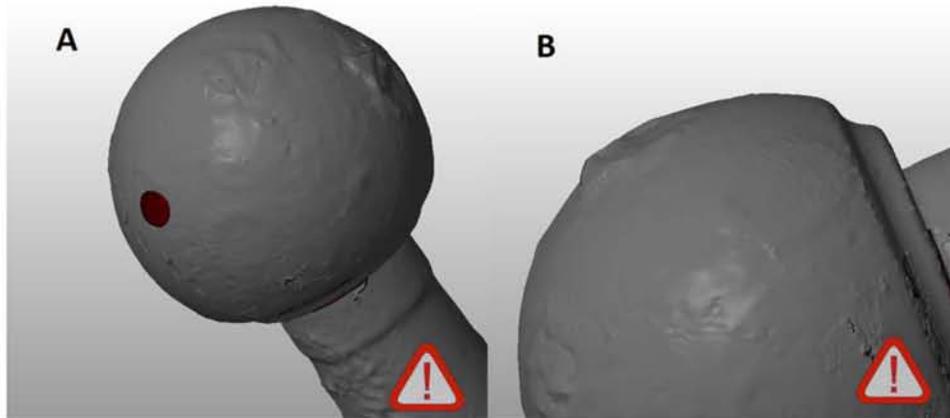
El resultado de una captura de un escáner es una gran cantidad de puntos en el espacio, cada uno teniendo unas coordenadas X, Y, Z y normalmente, un valor de reflectividad. Algunos escáneres proporcionan incluso información del color en forma de valores RGB (rojo, verde y azul). Utilizando complejos algoritmos de modelización, los puntos vecinos se conectan para formar superficies.

Lamentablemente este procedimiento trae consigo algunas imprecisiones en el modelo virtual de geometría escaneada, estas imprecisiones son conocidas como ruido. La eliminación del ruido de los datos de la nube de puntos es muy importante para evitar problemas e imprecisiones al momento de obtener un modelo virtual sólido. Si el ruido se ha introducido a causa del viento, superficie de reflexión mala, etc., el modelo contendrá triángulos que conecten los puntos con ruido a los puntos correctos. Esto produce una malla distorsionada.

## 4.2. Limpieza del modelo

El proceso de escaneo laser presenta como salida un archivo de extensión \*.stl (Standard Triangulation Language) el cual contiene la información geométrica de la pieza escaneada en forma de una malla 2D. La malla original que se obtuvo para este caso contiene más de un millón de elementos triangulares por lo que fue necesaria una reducción en el número de elementos para optimizar la malla y lograr cortar los tiempos de cómputo durante la aplicación del método de elemento finito.

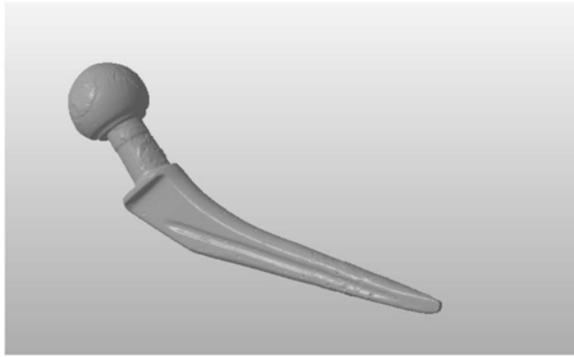
Este archivo de salida \*.stl presenta además otros problemas inherentes al proceso de escanear la pieza. Dichos errores impiden el uso de la prótesis virtual para cualquier tipo de análisis debido a pérdidas de información en algunas regiones (*imagen 4.1A*) o de abultamientos inexistentes en el modelo físico tal como se aprecia en la *imagen 4.1B*.



*Imagen 4.1. A) Ejemplo de zonas con pérdidas de información que se manifiestan como cavidades en el modelo.*

*B) Ejemplo de abultamiento en el modelo.*

Para solucionar estos problemas se siguieron varios procesos en distintos softwares. Primero el archivo fue importado al software *netfabb Basic 5.0*<sup>®</sup> en donde se repararon las cincuenta y cuatro cavidades que presentaba la malla original y se logró una superficie cerrada, como se aprecia en la *imagen 4.2*, usando la herramienta de auto reparar superficies.

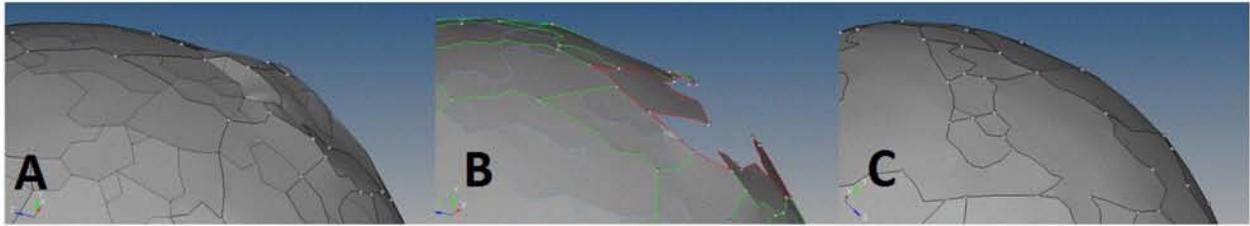


*Imagen 4.2. Primera corrección en netfabb Basic 5.0® donde se logra una superficie cerrada*

Luego de lograr tener el modelo sin cavidades, el siguiente objetivo fue reducir el número de elementos triangulares que conformaban la malla 2D. Para esto se empleó el software libre *MeshLab*®, este programa permitió identificar y eliminar los bordes y elementos redundantes para luego realizar una reconstrucción de la malla mediante el uso del algoritmo “Surface Reconstruction: Poisson”, este algoritmo varía parámetros con el fin suavizar algunas zonas rugosas y además disminuir el número de elementos en la malla, con esto, se logró reducir de más de un millón a cerca de 250 mil elementos triangulares, este número seguía siendo grande, sin embargo el cambio de los parámetros hacía que las reducciones en el número de elementos fueran muy grandes y por tanto se perdieran algunos bordes que sí formaban parte del modelo físico.

Con las modificaciones hechas hasta este punto, se tenía un modelo virtual sin pérdidas de información y que ya no consume tantos recursos de cómputo para su manejo y edición ya que se trata de un archivo más ligero. Sin embargo, aun presenta los abultamientos.

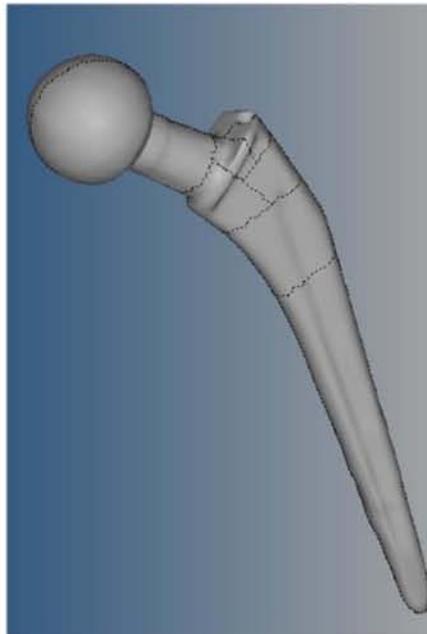
Para solucionar los abultamientos en el modelo, la malla 2D cerrada y ligera se importó a un software de la paquetería de *HyperWorks*® llamado *HyperMesh*®, con este programa se asoció a la malla una geometría independiente conformada por superficies. Esto permitió aislar las zonas con abultamientos (*imagen 4.3A*) ya que *HyperMesh*® divide superficies fácilmente para así crear cavidades controladas por el usuario tal como se muestran en la *imagen 4.3B*. Una vez que se tiene la cavidad (*imagen 4.3B*) se vuelve a crear una superficie que la cubra y que ya no presente abultamientos como se ve en la *imagen 4.3C*.



*Imagen 4.3. A) Abultamiento original creado con superficies. B) Cavity generada en la zona de abultamiento. C) Creación de una superficie en HyperMesh® para la cavity sin abultamiento.*

Con la creación de las nuevas superficies se logra un modelo virtual con la misma geometría que el modelo real. *HyperMesh*® asocia una malla a un conjunto de superficies independientes de la misma malla, es decir, si se editan las superficies, la malla se conservará intacta. Por lo tanto, aunque se haya llegado al modelo correcto con las superficies, la malla sigue teniendo los abultamientos, por este motivo las superficies corregidas fueron remalladas logrando así tener tanto malla como superficies correctas.

El remallado en *HyperMesh*® permitió una nueva asociación de superficies con los elementos de la malla. Estas nuevas superficies son más continuas y suaves como se ve en la *imagen 4.4*.



*Imagen 4.4. Modelo corregido en HyperMesh®*

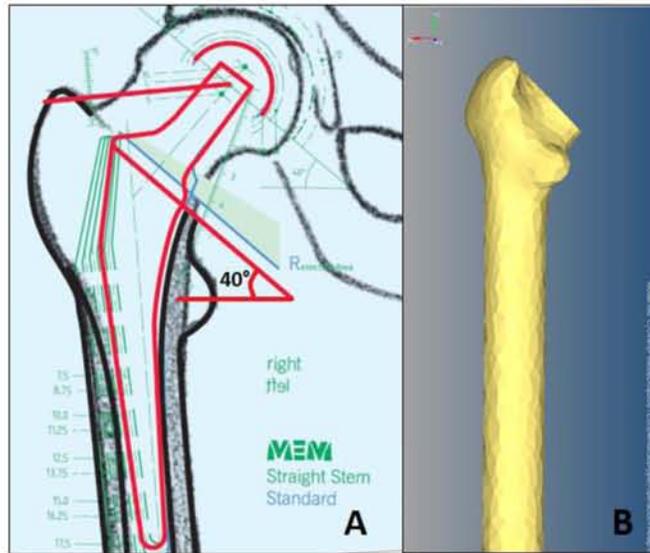
Este nuevo modelo ya no presenta ningún abultamiento ni cavidad por lo que se considera el definitivo y susceptible al análisis por elemento finito. La geometría es exportada con la extensión \*.iges que es uno de los tipos de archivo que permite importar *Abaqus*<sup>®</sup>, el software en el cual se realiza el análisis por elemento finito.

### 4.3. Operación virtual

Con el fin de lograr una simulación más apegada a la realidad, se obtuvieron también los CAD's de fémur y del cemento óseo de PMMA con el propósito de hacer el ensamble de los tres elementos: prótesis, fémur y cemento óseo. El modelo de fémur fue obtenido mediante escaneado laser seguido de la limpieza mediante un proceso similar al realizado para obtener el modelo de la endoprótesis. El cemento virtual se realizó con una operación booleana entre la prótesis y el fémur.

Para el ensamble de los tres componentes fue necesario primero modificar el modelo virtual del fémur ya que para que la prótesis pueda ser insertada se debe hacer un corte y generar una cavidad.

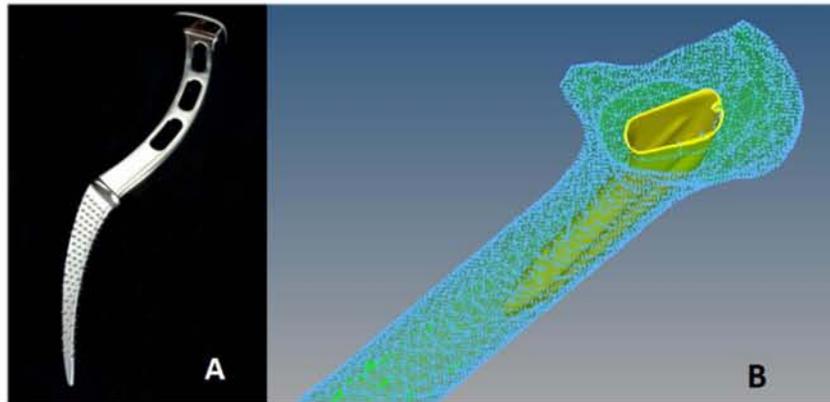
Según las especificaciones del fabricante (*Zimmer*) del implante, el fémur debe sufrir un corte de 40° (*Zimmer*, 2011) de inclinación a la altura del cuello femoral como se ve en la *imagen 4.5A*. Este corte fue hecho en *HyperMesh*<sup>®</sup> mediante la definición de un plano de corte y el resultado se muestra en la *imagen 4.5B*.



*Imagen 4.5. A) Croquis de la posición de la prótesis Müller en el fémur. (Zimmer, 2011) B) Corte en el modelo virtual con HyperMesh®.*

Durante la operación real, el cirujano crea una cavidad en el fémur con ayuda de una herramienta llamada “Müller rasp” que se muestra en la *imagen 4.6A*. Esta herramienta tiene la característica de tener un mayor tamaño que la prótesis además de estar dotado de una superficie con pequeñas elevaciones que se encargan de desgarrar y drenar la materia que ocupa el espacio que llenará la prótesis. El tamaño mayor de esta herramienta respecto al implante se debe a que está diseñada para abrir el espacio suficiente tanto para el cemento óseo como para la misma prótesis. En porcentaje, el tamaño de la herramienta es mayor entre un 9% y 15% (Zimmer, 2011) variando según el tamaño del implante que se elige para cada paciente.

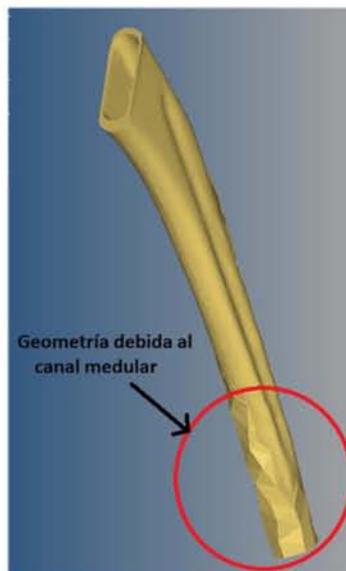
Con el propósito de simular esta herramienta, se escaló en un 10% el tamaño de la prótesis virtual, se colocó en la posición indicada en el manual del fabricante y se realizó, nuevamente con el software *HyperMesh®*, una operación booleana consiguiendo la cavidad en el fémur que se muestra en la *imagen 4.6 B*.



*Imagen 4.6. A) Herramienta “Müller rasp” usada para generar la cavidad en el fémur. (Keppler, 2010)*

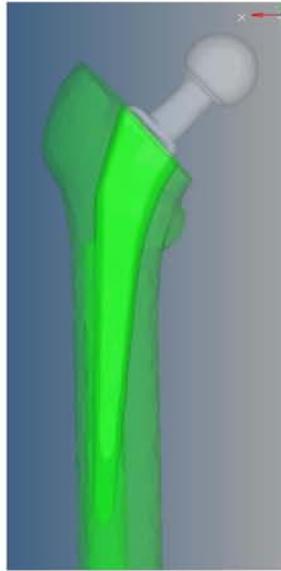
*B) Cavidad generada en HyperMesh®.*

Con esto se logró tener listo el modelo virtual modificado de fémur. Posteriormente, se colocó el implante sin escalar en la misma posición que el modelo de implante aumentado usado para generar la cavidad con el objetivo de centrar la endoprótesis en la cavidad y conseguir así que existiera un espacio entre las paredes de la prótesis y las paredes de la cavidad, este espacio conforma el modelo virtual del cemento óseo, mostrado en la *imagen 4.7*, obtenido mediante una operación booleana en *HyperMesh®*. En la parte inferior del cemento óseo (*imagen 4.7*) se aprecia una geometría que no conserva la forma que se generó con la herramienta “Müller rasp”, esto es debido a que el cemento óseo llena también parte del canal interno del fémur en el cual se aloja la medula ósea.



*Imagen 4.7. Modelo CAD del cemento óseo.*

La unión y la correcta colocación de los tres elementos: implante metálico, fémur y cemento, conforman el ensamble al cual se le aplicará el análisis (*imagen 4.8*). Con el fin de optimizar los tiempos de cómputo, se recortó la epífisis distal del modelo de fémur.



*Imagen 4.8. Ensamble final.*

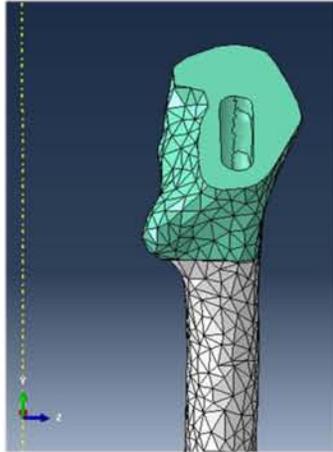
#### 4.4. Elaboración del archivo CAE.

Una vez que se logró el ensamble en *HyperMesh*<sup>®</sup>, se exportó por separado cada parte del ensamble para luego ser importados a *Abaqus*<sup>®</sup>. Los tres archivos CAD se importaron como sólidos deformables, sin escalar.

En el módulo “Part”, se crearon de manera automática al importar tres partes que fueron nombradas: Implante, Cemento y Femur.

En este mismo modulo, se creó una partición al CAD del fémur, esto con el objetivo de asignar diferentes propiedades mecánicas a una misma parte ya que, como se mostró en la *imagen 1.2* de esta tesis, el fémur está compuesto por hueso compacto en su diáfisis y hueso esponjoso en las epífisis. Estos dos tipos de hueso muestran propiedades mecánicas muy diferentes.

Para realizar la partición en *Abaqus*<sup>®</sup>, se definió un plano con un punto y una dirección normal a dicho plano. El punto que se seleccionó se encuentra justo por debajo del trocánter mayor, mientras que la normal al plano fue el eje “y” como se muestra en la *imagen 4.9*. Con esto se logró aislar la epífisis proximal del fémur en el modelo a la misma altura que se muestra en la *imagen 1.2* y que representa la división anatómica.



*Imagen 4.9. Partición en el modelo del fémur.*

En el módulo “Property”, se aplicaron las propiedades del material y en las regiones que se muestran en la *tabla 4.1*.

*Tabla 4.1. Propiedades isotrópicas y regiones de aplicación.*

Material	Módulo de Young (GPa)	Coefficiente de Poisson	Esfuerzo de cedencia (MPa)	Densidad (Kg/m <sup>3</sup> )	Volumen al cuál se aplica
Ti6Al7Nb	105	0.3	900	4520	
PMMA	3	0.33	35	1200	
Hueso esponjoso	1.352	0.3	10	500	
Hueso compacto	16	0.3	130	1800	

*\*PMMA (Delahay, 2003) (Lee, 2006). Ti6Al7Nb (Steineman, 2008) (Barbosa y Button, 2000). Hueso esponjoso y hueso compacto (Sanzana, 2004).*

Para el caso de material ortotrópico en el modelo de fémur, se asignaron las propiedades que se muestran en la *tabla 4.2 y 4.3*.

*Tabla 4.2. Constantes elásticas de hueso cortical para material ortotrópico. (Krone, et. al, 2006)*

Módulo de Young [GPa]	Módulo de corte [GP]	Coefficiente de Poisson
$E_1 = 16.0$	$G_1 = 3.20$	$\nu_1 = 0.30$
$E_2 = 6.88$	$G_2 = 3.60$	$\nu_2 = 0.45$
$E_3 = 6.30$	$G_3 = 3.30$	$\nu_3 = 0.30$

Tabla 4.3. Constantes elásticas de hueso esponjoso para material ortotrópico. . (Krone, et. al, 2006)

Módulo de Young [MPa]	Módulo de corte [MP]	Coefficiente de Poisson
$E_1 = 1352$	$G_1 = 292$	$\nu_1 = 0.3$
$E_2 = 968$	$G_2 = 370$	$\nu_2 = 0.3$
$E_3 = 676$	$G_3 = 505$	$\nu_3 = 0.3$

Para la asignación de las propiedades se crearon secciones sólidas homogéneas y para el modelo ortotrópico adicionalmente se asignaron los sistemas de referencia para el direccionamiento del material (*imagen 4.10*).

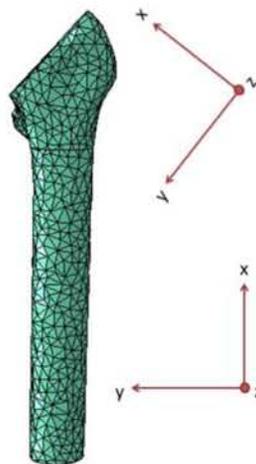


Imagen 4.10. Sistemas de referencia creados para modelos ortotrópicos.

En el módulo de ensamble solo se seleccionaron las tres partes. No fue necesario mover ningún modelo ya que los archivos importados traen consigo la información de la posición con la cual fueron exportados de *HyperMesh*<sup>®</sup>.

En siguiente módulo, “Step”, se creó un solo paso de tipo dinámico explícito con una duración de 0.3 segundos. Con el propósito de reducir el tiempo de cómputo, en este paso se usó un factor de escalamiento de masa de  $10^7$ . El factor de escalamiento tiene la desventaja de mostrar resultados aproximados, es por esto que inicialmente se usa un factor de  $10^7$  para luego ir descendiendo el

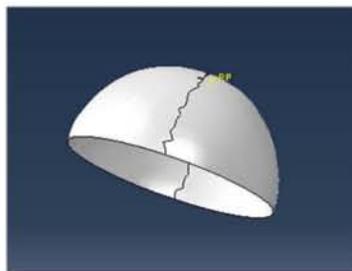
orden de magnitud hasta llegar a un valor con el cual los resultados del análisis converjan. Con esto se obtendrá un archivo CAE que optimiza tiempos de cómputo y calidad en los resultados.

Pasando al módulo “Interaction”, se creó una propiedad de interacción con un coeficiente de fricción de 1. Esta propiedad fue asignada al contacto entre el cemento óseo y el fémur. Se creó una segunda propiedad con coeficiente de fricción de 0.8 y esta fue asignada al contacto entre el implante de metálico y el cemento de PMMA. (Sanz, 2014)

En este mismo módulo se seleccionaron las superficies en contacto mediante la herramienta de “Find Contact Pairs” ya que la complejidad de los modelos dificultó la selección de las superficies una a una.

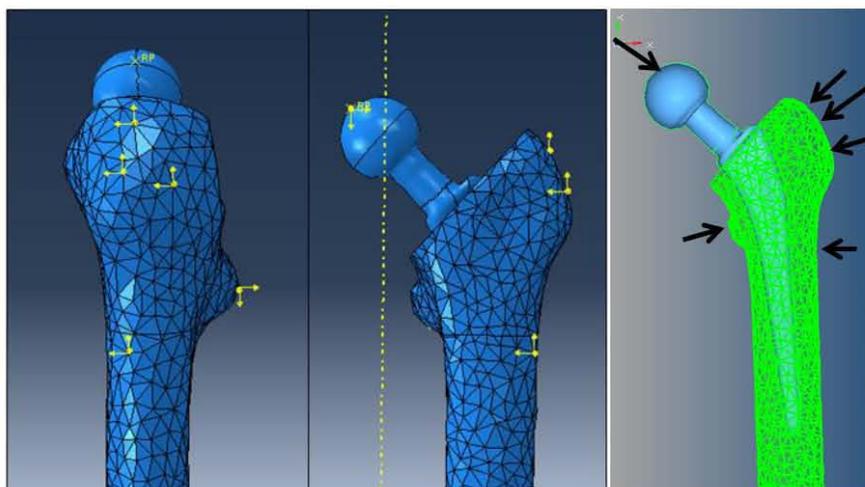
En el módulo “Load”, se crearon seis fuerzas puntuales, cinco de ellas corresponden a la fuerza que los músculos ejercen y la sexta es debida al contacto entre la cabeza femoral y el acetábulo. A fin de transmitir de mejor forma dicha fuerza de contacto, se creó una nueva parte que representa al cotilo. Para la realización de esta parte se hizo una partición del modelo del implante en *HyperMesh*<sup>®</sup>, con este corte se aisló la zona de la cabeza femoral que se encuentra en contacto con la superficie acetabular. El objetivo de este cotilo es lograr en la simulación una distribución más real de la carga que se experimenta en mencionada zona ya que la colocación de una carga puntual no representa de manera adecuada el fenómeno.

El modelo del cotilo fue importado a *Abaqus*<sup>®</sup> como un “Shell” discretamente rígido, se le asignó un “Reference Point” y se agregó al ensamble que ya se tenía. En la *imagen 4.11* se aprecia la geometría del cotilo.



*Imagen 4.11. Modelo de cotilo.*

Los puntos de aplicación de las fuerzas originadas por músculos fueron determinados con base en la información de la inserción de dichos músculos, mientras que el punto de aplicación para la fuerza de contacto se estableció en el punto de referencia creado en el modelo de codo. En la *imagen 4.12* se logran ver los puntos de aplicación de las fuerzas.



*Imagen 4.12. Puntos de aplicación de la fuerza.*

En cuanto a las magnitudes de las fuerzas, se tienen los datos de tres casos que corresponden a los instantes del ciclo de marcha que experimenta una sola extremidad inferior en una persona de 800 [N] de peso (*imagen 4.13*).



*Imagen 4.13. A) 10% del ciclo de marcha. Apoyo del talón. B) 30% del ciclo de marcha. Apoyo monopodal. C) 45% del ciclo de marcha. Propulsión del pie. (Jarrett, 2014)*

El caso 1 se trata del 10% del ciclo de marcha. Representa el instante en el que el talón hace contacto con el piso. Las magnitudes y direcciones experimentadas en esta fase de marcha se muestran en la *tabla 4.4*.

*Tabla 4.4. Direcciones y magnitudes de las fuerzas experimentadas en el fémur durante el 10% del ciclo de marcha.*  
(Bitsakos, et al., 2005)

Fuerza [N]	X	Y	Z
Fuerza de contacto en articulación	-857.3	-404.5	-1722.5
Glúteo mayor	-234.8	37.6	334.9
Glúteo medio	-48.4	-26.2	93.7
Glúteo menor	-10.9	-10	21.4
Iliopsoas	0	0	0
Periforme	-75.8	26	35.5

El caso 2 corresponde al instante de apoyo monopodal, 30% del ciclo de marcha. En esta fase la planta del pie hace contacto total con el piso. Las magnitudes y direcciones experimentadas en esta fase de marcha se muestran en la *tabla 4.5*.

*Tabla 4.5. Direcciones y magnitudes de las fuerzas experimentadas en el fémur durante el 30% del ciclo de marcha.*  
(Bitsakos, et al., 2005)

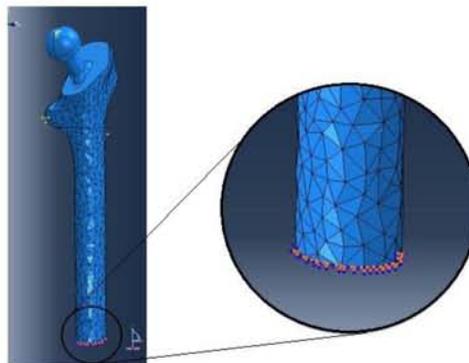
Fuerza [N]	X	Y	Z
Fuerza de contacto en articulación	861.3	250.8	-2056.9
Glúteo mayor	-184.9	85.2	244
Glúteo medio	-42.2	4	81.7
Glúteo menor	-21.5	-7	45.2
Iliopsoas	0.6	-71.5	60.8
Periforme	-113.4	61.6	38

Finalmente, el caso 3, que representa el de mayor exigencia dinámica, instante 45% de la marcha humana. Durante esta fase se da el empuje contra el suelo con la punta del pie. Las magnitudes y direcciones experimentadas en esta fase de marcha se muestran en la *tabla 4.6*.

*Tabla 4.6. Direcciones y magnitudes de las fuerzas experimentadas en el fémur durante el 45% del ciclo de marcha.*  
(Bitsakos, et al., 2005)

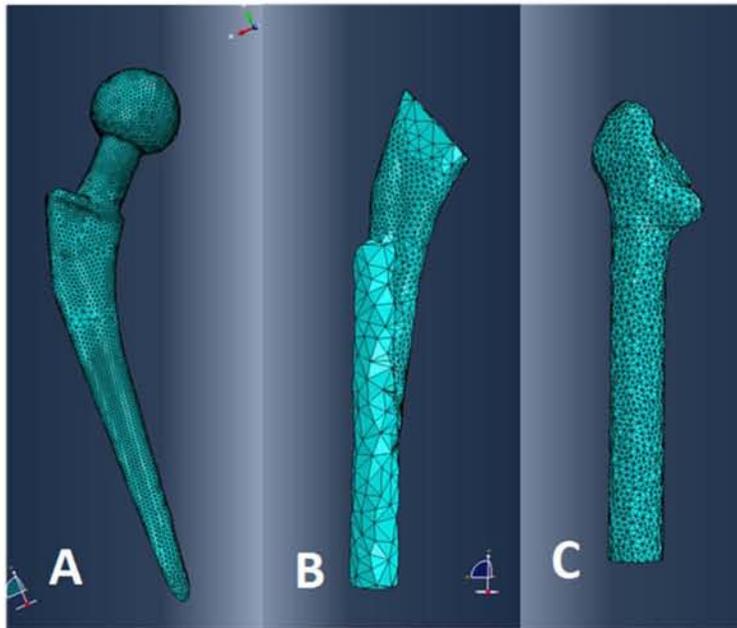
Fuerza [N]	X	Y	Z
Fuerza de contacto en articulación	617.7	219.3	-2868.7
Glúteo mayor	-172.3	105.0	203.8
Glúteo medio	-92.3	40.4	87.1
Glúteo menor	-43.2	18.6	33.2
Iliopsoas	-3.6	-160.6	158.5
Periforme	-110.5	70.1	22.4

En este mismo módulo se asignó la condición de empotramiento a la superficie inferior del fémur tal y como se ve en la *imagen 4.14*.



*Imagen 4.14. Empotramiento.*

Las mallas de los modelos fueron creadas en el módulo de “Mesh”. En el implante (*imagen 4.15A*) se asignó una malla tetragonal de 107 mil elementos, en el cemento óseo (*imagen 4.15B*) 18 mil elementos y en el modelo de fémur (*imagen 4.15C*) se crearon 56 mil elementos igualmente de tipo tetragonales.



*Imagen 4.15. Mallado tetragonal. A) Implante. B) Cemento óseo. C) Fémur.*

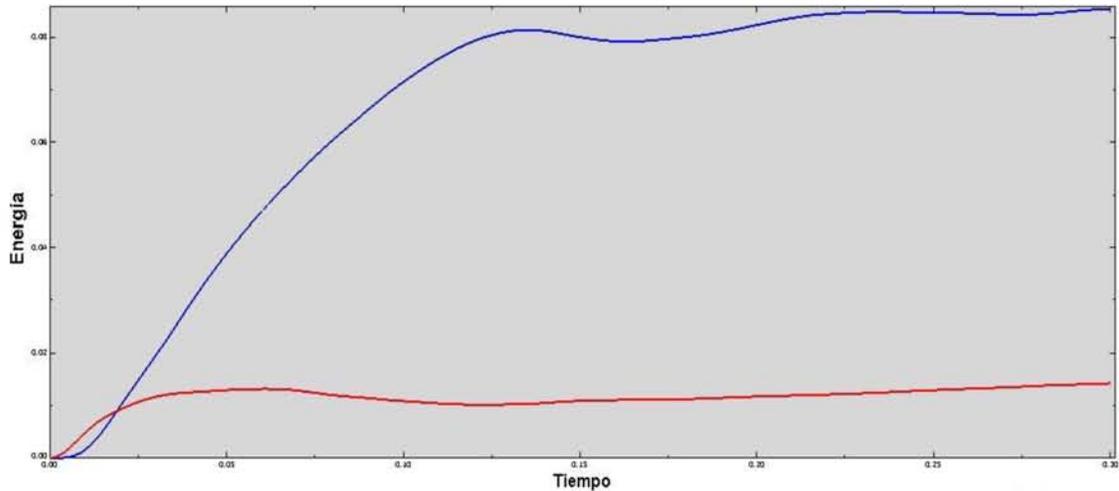
# CAPÍTULO 5

## ANÁLISIS DE RESULTADOS

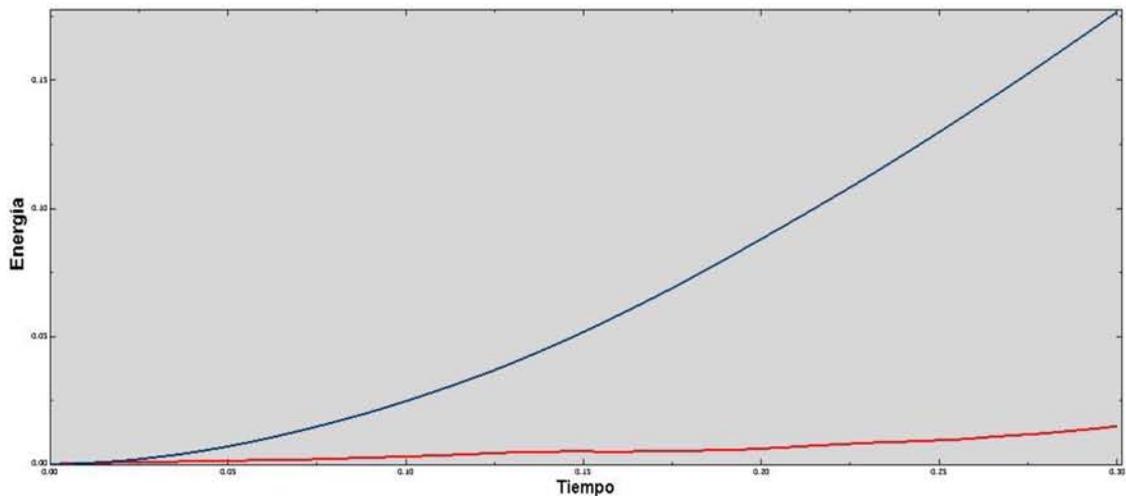
En este capítulo se presentan los resultados obtenidos, utilizando los valores dinámicos experimentados al 45% del ciclo de marcha que corresponde el caso más crítico, estos datos son simulados en cuatro variaciones: modelo de fémur isotrópico y ortotrópico y modelo isotrópico y ortotrópico con implante. Se comparan los estados de esfuerzos de los modelos caracterizados con materiales ortotrópicos e isotrópicos a fin de establecer la conveniencia de la implementación de los materiales ortotrópicos de mayor complejidad que sus homólogos isotrópicos. Se comparan también los modelos con el implante metálico y los modelos de fémur sano con el objetivo de estimar el efecto del implante en el estado de esfuerzos y en la distribución de cargas en el sistema.

### 5.1. Validación de resultados.

Al trabajar con la paquetería de *Abaqus/Explicit* con un paso de tipo dinámico explícito y usando un factor de escalamiento de masa, obliga a una optimización de dicho factor con el objetivo de obtener resultados válidos con el menor tiempo de computo posible. Para esto, se hizo variar el orden de magnitud del factor de escalamiento de masa y se obtuvieron las gráficas de energía interna y energía cinética contra el tiempo. A fin de garantizar que el factor de escalamiento de masa utilizado arroje los resultados adecuados, la magnitud de energía cinética debe rondar el 5% del valor de la energía interna, esto según el manual de *Abaqus*<sup>®</sup>. Para el caso del modelo con el implante se obtuvo la gráfica que se muestra en la *imagen 5.1* para un factor de escalamiento de 80 000, mientras que para el modelo de fémur sano se obtuvo la gráfica de la *imagen 5.2* con un factor de 5 000.



*Imagen 5.1. Gráfica de energía interna (azul) y cinética (rojo) contra tiempo. Modelo con implante.*



*Imagen 5.2. Gráfica de energía interna (azul) y cinética (rojo) contra tiempo. Modelo con de fémur sano.*

## 5.2. Criterio seleccionado para el análisis de resultados

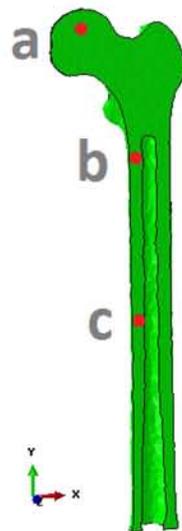
Al tratarse este análisis de un ensamble que conjunta materiales dúctiles como la aleación de titanio de la prótesis y no dúctiles como el hueso, surge la necesidad de elegir un criterio que arroje los mejores resultados para estas condiciones.

En pruebas experimentales con material óseo se ha comprobado que los criterios para materiales anisotrópicos propuestos por Hill (1948) y Tsai y Wu (1971) responden de mejor manera que el criterio de Von Mises (1913). Sin embargo, los criterios de Hill y Tsai Wu muestran errores al aplicarse en materiales dúctiles. (Rincón, Ros y Claramunt, 2004)

Ya que el objeto de estudio de esta tesis es el implante metálico se optó por emplear el criterio de Von Mises dado que responde bien con materiales dúctiles y también brinda una buena aproximación en materiales no dúctiles como el hueso.

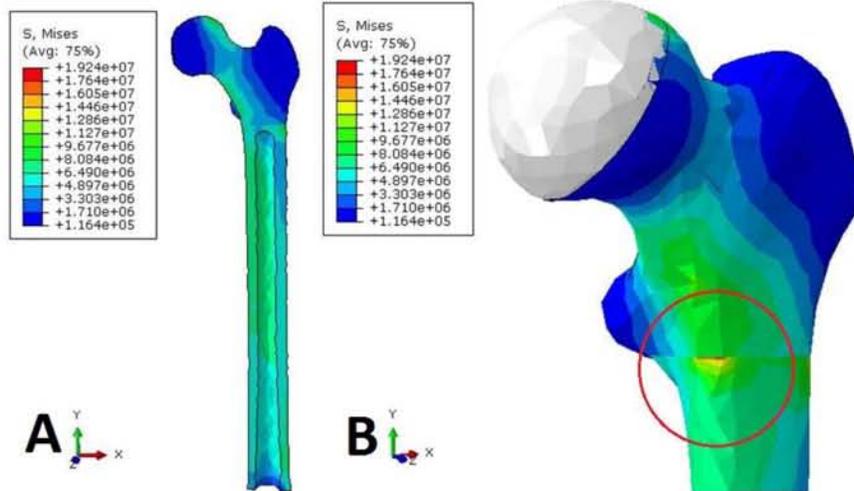
### 5.3. Resultados en modelo sin implante

A fin de realizar una evaluación comparativa de los modelos analizados, se seleccionaron tres nodos estratégicos ubicados en la cabeza femoral, en la diáfisis y en un punto de la metáfisis. Estos puntos se muestran en la *imagen 5.3*.



*Imagen 5.3. Vista en plano de corte. Puntos comparativos.*

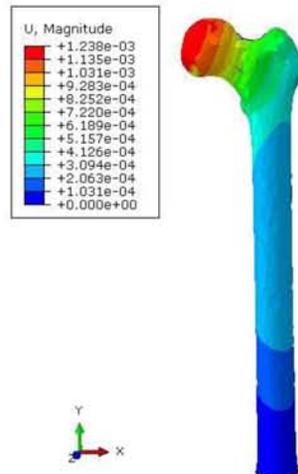
Simulando las condiciones de carga más críticas en la marcha humana, para el caso de fémur sano con comportamiento ortotrópico, el estado de esfuerzos se muestra en la *imagen 5.4*. El esfuerzo que se presentó en la cabeza femoral es de alrededor de 6.5 [MPa] mientras que en el nodo elegido de la región diafisaria se presenta un esfuerzo de 8 [MPa] aproximadamente como se ve en la *imagen 5.4A*. Sin embargo, el esfuerzo más alto se encuentra justo en la zona de inicio de la partición correspondiente al hueso compacto y su valor ronda los 20 [MPa] (*imagen 5.4B*), dicho valor puede deberse al cambio radical de propiedades de hueso esponjoso a cortical.



*Imagen 5.4. Estado de esfuerzos en el modelo de fémur sano ortotrópico. A) Vista corte transversal. B) Vista en epífisis.*

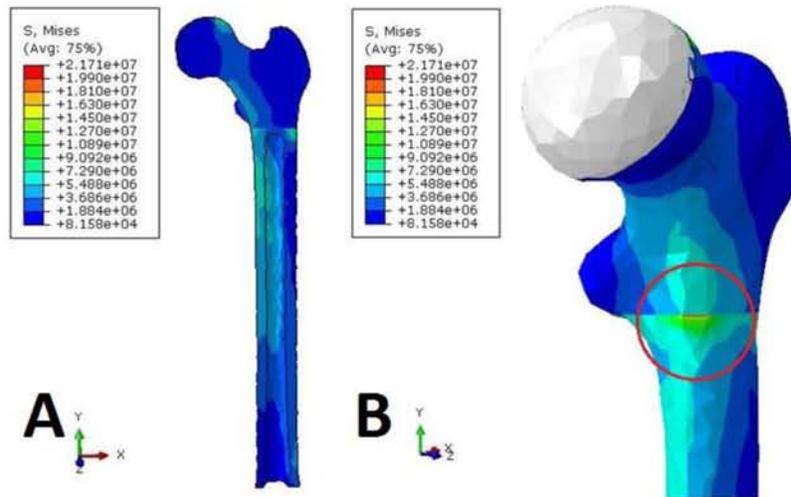
En cuanto a los desplazamientos obtenidos, se aprecia (*imagen 5.5*) que el mayor es del orden de 1.238 [mm] y se registra en la zona de contacto con el acetábulo. Sin embargo, es importante aclarar que en realidad esta zona se encuentra recubierta por cartílago cuya función es “absorber” gran parte los desplazamientos presentes en esa región.

Más allá de la zona de contacto del acetábulo con el fémur la magnitud de los desplazamientos disminuye gradualmente registrando 0.412 [mm] en la región de la metáfisis y 0.309 [mm] en la diáfisis.



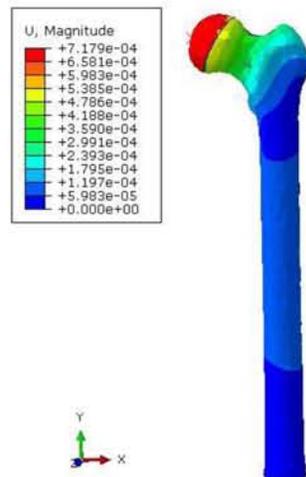
*Imagen 5.5. Desplazamientos modelo fémur sano ortotrópico.*

En el modelo de fémur sano con comportamiento isotrópico, el estado de esfuerzos se muestra en la *imagen 5.6*. Según los resultados obtenidos, el esfuerzo máximo presente en la cabeza femoral es de alrededor de 5.49 [MPa] mientras que en la región diafisaria se presenta un esfuerzo de 7.29 [MPa] (*imagen 5.6A*). Sin embargo, al igual que lo mostrado en el modelo ortotrópico, el esfuerzo más alto se encuentra justo en la zona de inicio de la partición correspondiente al hueso compacto y su valor ronda los 22 [MPa] (*imagen 5.6B*).



*Imagen 5.6. Estado de esfuerzos en el modelo de fémur sano isotrópico A) Vista corte transversal. B) Vista en epífisis.*

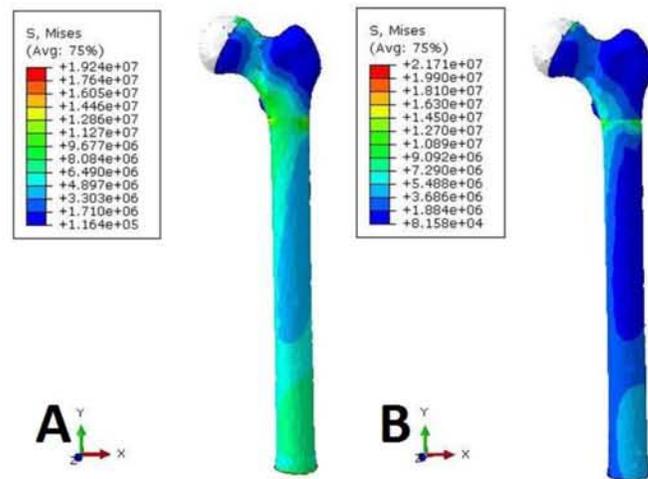
Los desplazamientos obtenidos se muestran en la *imagen 5.7*. Se aprecia que el mayor es del orden de 0.718 [mm] en la zona de contacto con el acetábulo, 0.1795 [mm] en la metáfisis y en la zona diafisaria el desplazamiento disminuye a 0.1197 [mm].



*Imagen 5.7. Desplazamientos en el modelo de fémur sano isotrópico.*

Las implicaciones que acarrea el uso de materiales caracterizados como ortotrópicos para simulaciones numéricas significan una mayor complejidad que para materiales isotrópicos ya que por un lado, se deben realizar más pruebas para obtener los datos del material o en su defecto resulta más complicado encontrar estudios de caracterización de hueso con esta consideración, y por otro lado la adición de modelos ortotrópicos requieren la definición de sistemas de referencia con el fin de asignar las direcciones al material, lo cual también se ve reflejado en los tiempos de computo.

Como se visualiza en la *imagen 5.8*, el esfuerzo máximo que se presenta en el modelo isotrópico es 11% mayor al visto en el ortotrópico. Sin embargo, en la *imagen 5.8A*, se aprecia que el modelo ortotrópico registra esfuerzos más elevados que el modelo isotrópico en algunas regiones, especialmente en aquellas que no se definieron como las direcciones más rígidas. Este efecto se ve claramente en la zona de la diáfisis en el que el modelo ortotrópico presenta un esfuerzo de 4.89 [MPa] mientras que el isotrópico en la misma región alcanza 1.88 [MPa].



*Imagen 5.8. Comparativa en estado de esfuerzos A) Modelo ortotrópico. B) Modelo isotrópico.*

Otro aspecto importante de comparación es la distribución de los esfuerzos. En la imagen 5.9 se aprecia que en ambos casos el esfuerzo es distribuido a partir de un punto en la cabeza femoral, punto de contacto inicial con el cotilo, para luego ser distribuido por todo el largo del fémur. En las zonas señaladas con las flechas a y c, se observa que el esfuerzo es de compresión registrando 6.49 [MPa] en el modelo ortotrópico y 5.5 [MPa] en el isotrópico.

Las regiones señaladas con las flechas b y d muestran zonas con alta densidad de vectores, esto se debe a las condiciones de frontera en esa zona ya que es ahí donde se aplica la fuerza del glúteo mayor y donde se hizo la partición para la caracterización del material. En términos generales, la distribución de la carga es semejante para los dos modelos variando sólo en magnitud.

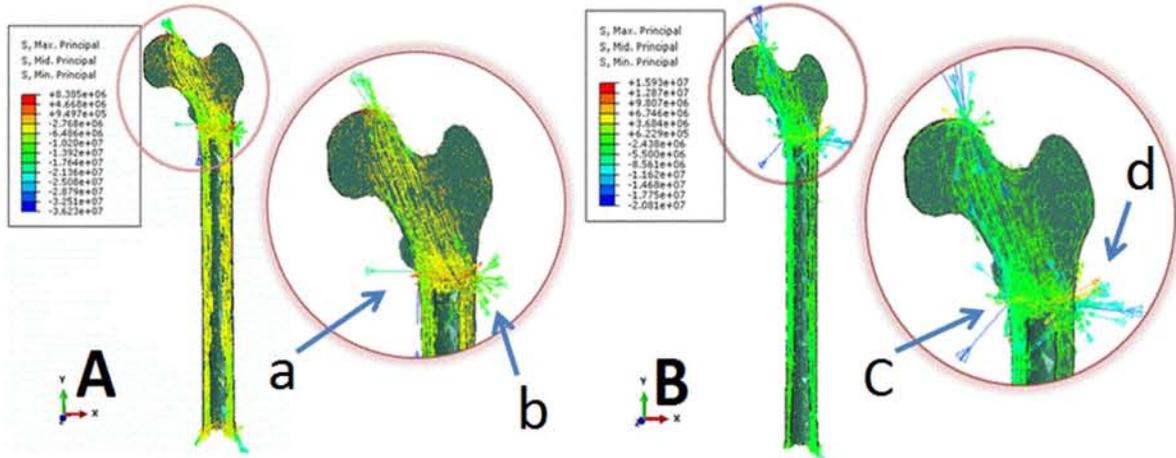


Imagen 5.9. Comparativa en la distribución de esfuerzos A) Modelo ortotrópico. B) Modelo isotrópico.

Respecto a los desplazamientos, es ahora el modelo ortotrópico el que muestra los mayores localizándose en ambos modelos en la superficie de contacto con el cotilo (imagen 5.10). En términos generales, los desplazamientos en el ortotrópico son mayores al isotrópico en un 40%.

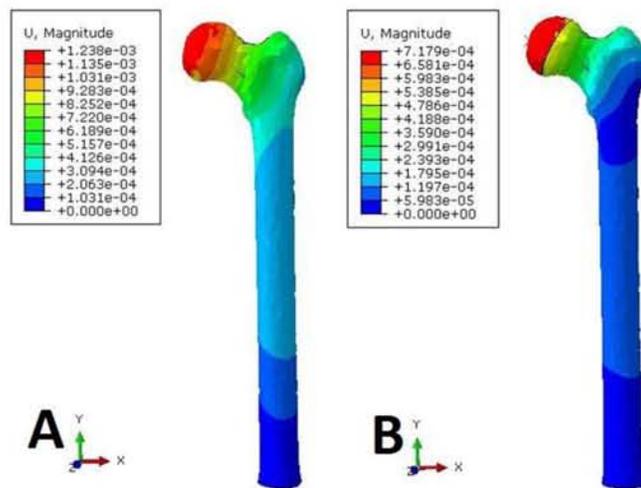


Imagen 5.10. Comparativa en desplazamientos. A) Modelo ortotrópico. B) Modelo isotrópico.

En cuanto a los tiempos de cómputo, el modelo ortotrópico resulta ser 12% más tardado en comparación con el modelo isotrópico, 5.28 horas para el ortotrópico y 4.72 horas para el isotrópico.

*Tabla 5.1. Comparación entre modelos ortotrópicos e isotrópico en fémur sano.*

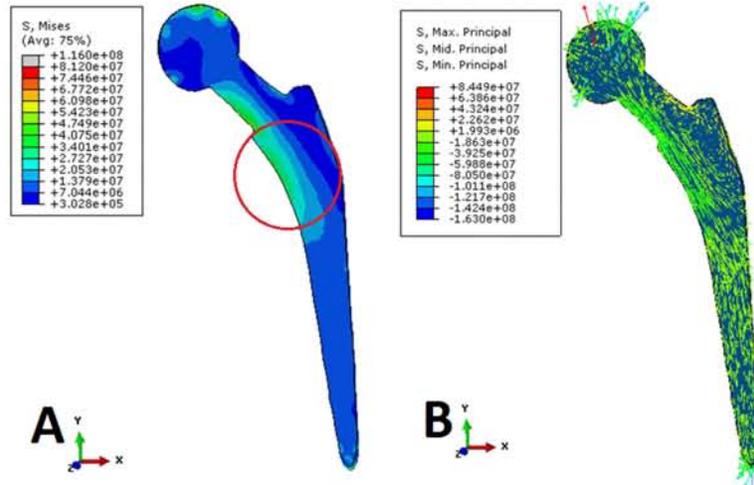
Región de análisis	Modelo	Esfuerzo máximo [MPa]	Desplazamiento máximo [mm]
Cabeza femoral	Ortotrópico	6.5	1.238
	Isotrópico	5.49	0.718
	Diferencia	15.5%	42%
Metáfisis	Ortotrópico	20	0.412
	Isotrópico	22	0.1795
	Diferencia	9%	56%
Diáfisis	Ortotrópico	8	0.309
	Isotrópico	7.29	0.1197
	Diferencia	8.9%	60%

#### 5.4. Resultados en modelo con implante

Simulando la condición más crítica que se experimenta en la marcha humana y para el caso de fémur con implante y comportamiento ortotrópico, el estado de esfuerzos se muestra en la *imagen 5.11*. El esfuerzo máximo registrado es de 116 [MPa], sin embargo este valor se encuentra en la zona de contacto con la cabeza femoral del implante y es susceptible a despreciarse ya que según el principio de Saint-Venant (1885) indica que los esfuerzos debidos a cargas puntuales se muestran artificialmente elevados en el entorno inmediato al punto de aplicación de dicha fuerza, por lo tanto el esfuerzo máximo es de 47.5 [MPa] ubicándose en regiones de la cabeza femoral. En la región distal del implante, el esfuerzo cae hasta 13.79 [MPa].

Una región importante en el implante es señalada en la *imagen 5.11A*, ya que en esta zona es donde la prótesis transfiere la mayor parte de la carga al hueso, la magnitud del esfuerzo presente

en dicha zona es de 40.8 [MPa]. En la *imagen 5.11B* que muestra la representación vectorial del esfuerzo, se aprecia una alta densidad de vectores en la misma zona. Esta misma imagen pone en evidencia los puntos de alto esfuerzo en la cabeza femoral.



*Imagen 5.11. Estado de esfuerzos en el modelo de fémur ortotrópico con implante. A) Representación en magnitud. B) Representación vectorial.*

Los desplazamientos más grandes se observan en la cabeza femoral y son del orden de 0.178 [mm] (*imagen 5.12A*). En el hueso, la zona que más se desplaza es la epífisis con 0.102 [mm], la metáfisis presenta un desplazamiento de 0.0766 [mm] hasta caer a 0.0511 [mm] en la diáfisis.

Un punto de análisis importante en los implantes de cadera son los desplazamientos que presenta el cemento óseo ya que los micromovimientos son una posible causa de falla. En este caso, como se observa en la *imagen 5.12B*, los desplazamientos más grandes se presentan en la zona más proximal con una magnitud de 93.7 [ $\mu\text{m}$ ], cabe mencionar que esta zona de mayor desplazamiento es la misma zona de alto esfuerzo que se señala en la *imagen 5.11A*. En la zona media del modelo del cemento, la cual coincide con el inicio de la disminución de la conicidad en el vástago, se presenta una nueva región de desplazamientos cuya magnitud es de 86.9 [ $\mu\text{m}$ ], y finalmente, una tercera región correspondiente al lugar que ocupa la punta del vástago con un desplazamiento de 80.0 [ $\mu\text{m}$ ]. Estos micromovimientos están dentro del rango aceptable ya que si estos superan los 150 [ $\mu\text{m}$ ] el implante es propenso a sufrir aflojamiento. (Sobale, et al., 1992)

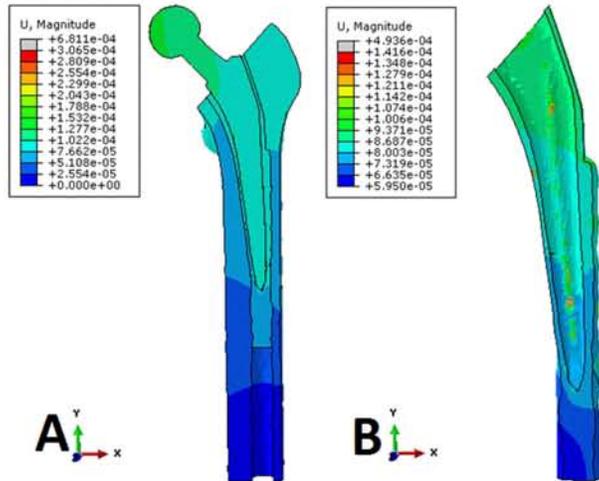


Imagen 5.12. Desplazamientos en el modelo de fémur con implante ortotrópico. A) Ensamble total.  
B) Cemento óseo.

Considerando ahora al modelo isotrópico de fémur implantado, el estado de esfuerzos únicamente en el implante se muestra en la imagen 5.13A. Según los resultados obtenidos, el esfuerzo máximo es de alrededor de 143 [MPa] sin embargo fue descartado por la misma razón del modelo anterior. El esfuerzo que se registra en la cabeza femoral es de 48.2 [MPa]. En la imagen 5.13A se señala mediante un círculo la zona donde el implante se apoya sobre el fémur, en dicha zona el esfuerzo ronda los 50 [MPa].

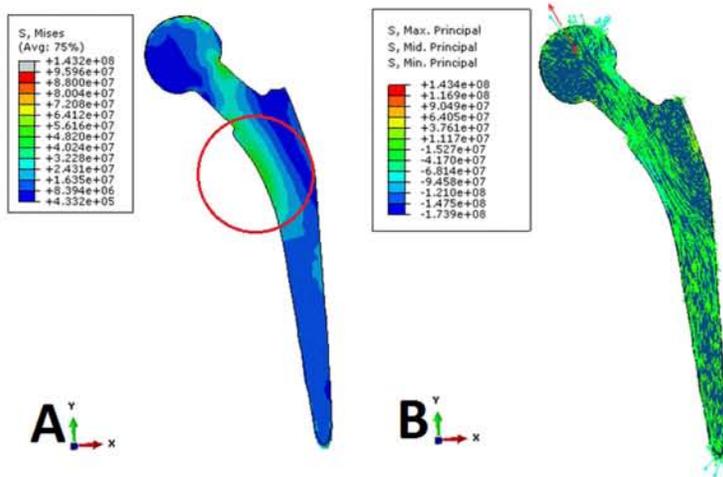
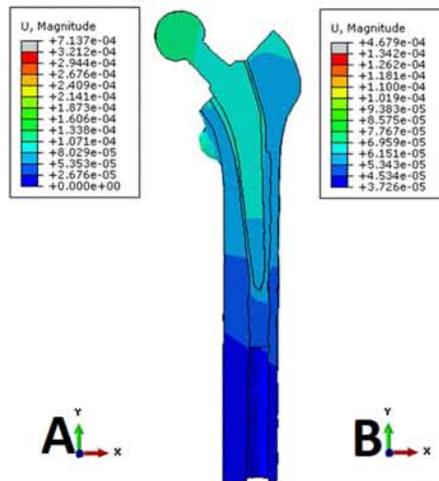


Imagen 5.13. Estado de esfuerzos en el modelo de fémur con implante isotrópico A) Representación magnitud.  
B) Representación vectorial.

En desplazamientos, se distinguen claramente tres zonas en el implante (*imagen 5.14A*), la cabeza femoral con un desplazamiento de 0.1606 [mm], la región media del vástago con 0.1071 [mm] y la punta del vástago con 0.0803 [mm]. En el cemento óseo, los desplazamientos bajan gradualmente desde 93.8 [ $\mu\text{m}$ ] en su región más proximal hasta 61.5 [ $\mu\text{m}$ ] en la zona más distal, estos valores se encuentran por debajo de los 150 [ $\mu\text{m}$ ] que causarían aflojamiento en el implante. (Sobale, et al., 1992)



*Imagen 5.14. Desplazamientos en el modelo de fémur con implante isotrópico. A) Ensemble total.  
B) Cemento óseo.*

Comparando ambos modelos con implante, las mayores diferencias se encuentran en el fémur ya que es este elemento al que se le aplicó la variación en las propiedades del material. Estas diferencias se hacen evidentes sólo en la magnitud del esfuerzo. La diáfisis del modelo ortotrópico (*imagen 5.15A*) experimenta un esfuerzo de 2.96 [MPa] mientras que en el modelo isotrópico alcanza los 5.53 [MPa] en la misma región (*imagen 5.15B*), esto representa una diferencia de 46%.

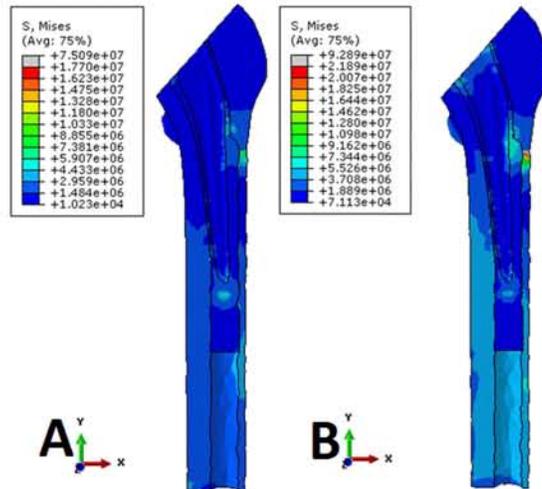


Imagen 5.15. Comparativa en estado de esfuerzos en fémur implantado. A) Modelo ortotrópico. B) Modelo isotrópico.

En la imagen 5.16, se aprecia la manera en que la carga se distribuye a través del fémur. La principal diferencia en la distribución se localiza en la epífisis ya que el modelo ortotrópico registra una menor densidad vectorial en los puntos señalados mediante las flechas comparado con los vectores que se señalan con las flechas en la imagen 5.16B. En esta misma imagen se observa que la distribución en el punto donde se apoya la punta del vástago es muy similar en ambos casos.

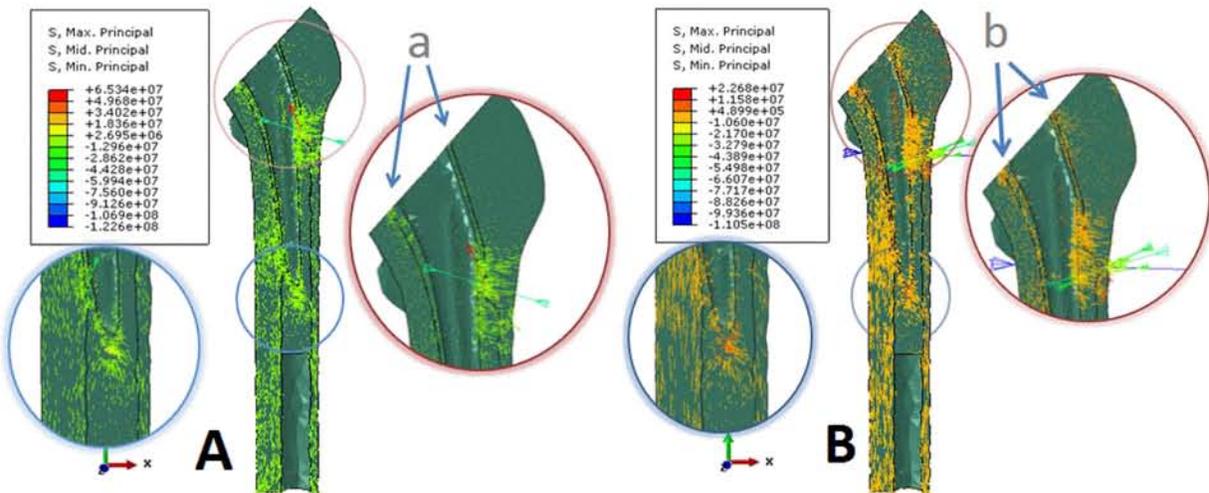
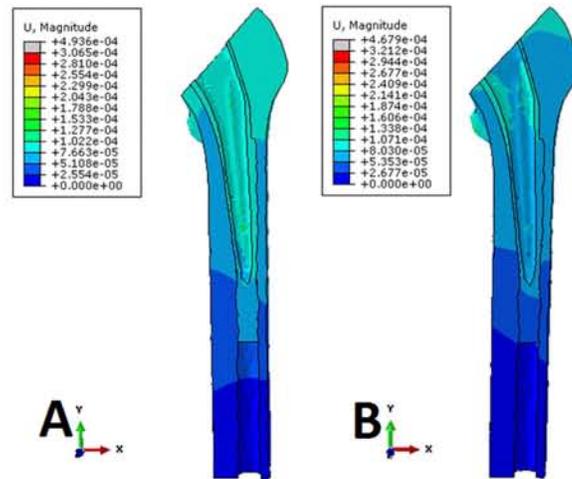


Imagen 5.16. Comparativa en distribución de esfuerzos en fémur implantado. A) Modelo ortotrópico. B) Modelo isotrópico.

En desplazamientos, se muestra una diferencia en la región de la epífisis ya que en el modelo ortotrópico (*imagen 5.17A*) se tiene un desplazamiento de 0.1022 [mm] mientras que el modelo isotrópico (*imagen 5.17B*) se registra 0.0535 [mm], es decir, existe una diferencia de 47% en dicha zona. Sin embargo, en la diáfisis los desplazamientos muestran una diferencia menor, esto debido a que en el modelo ortotrópico se presenta 0.0766 [mm] en desplazamiento y en el modelo isotrópico 0.0803 [mm] lo que representa una diferencia de sólo 4.6%. Esta situación es atribuible a que la dirección más rígida asignada en la zona diafisaria del modelo ortotrópico coincide con la dirección de la carga.



*Imagen 5.17. Comparativa en desplazamientos fémur implantado. A) Modelo ortotrópico. B) Modelo isotrópico.*

El tiempo de cómputo nuevamente fue mayor para el modelo ortotrópico siendo de 11.2 horas mientras que para el modelo isotrópico fue de 9.19 horas, lo que significa una diferencia de 17.9%.

Tabla 5.2. Comparación entre modelos ortotrópicos e isotrópico en fémur con implante

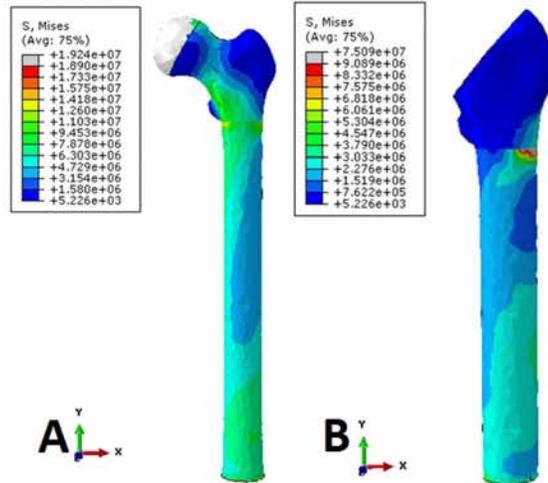
Región de análisis	Modelo	Esfuerzo máximo [MPa]	Desplazamiento máximo [mm]
Cabeza femoral	Ortotrópico	47.5	0.178
	Isotrópico	48.2	0.1606
	Diferencia	1.45%	9.7%
Metáfisis	Ortotrópico	4.43	0.0766
	Isotrópico	5.52	0.0803
	Diferencia	19.7%	4.6%
Diáfisis	Ortotrópico	2.96	0.0512
	Isotrópico	5.53	0.0535
	Diferencia	46.5%	4.3%

### 5.5. Efecto del implante en el estado de esfuerzos y distribución de la carga

Con el objetivo de evaluar los cambios que se presentan en el fémur cuando está implantado con una prótesis Müller, se compararon los modelos de fémur sin implante y con implante, para esto, se eligieron los modelos ortotrópicos ya que un aspecto importante de esta evaluación son los desplazamientos y los resultados observados en los modelos isotrópicos se desvían de manera considerable si se comparan con los ortotrópicos. Es decir, se asumen como más exactos los resultados obtenidos con los modelos ortotrópicos debido a que este modo de modelar el hueso está más apegado a la realidad y los resultados avalan que considerar el modelo isotrópico sería un error ya que las diferencias numéricas son considerables como se observa en las *tablas 5.1 y 5.2*.

En la *imagen 5.18*, se muestran los estados de esfuerzos en el hueso considerando modelos ortotrópicos. Como se aprecia, los esfuerzos en la epífisis del fémur implantado son prácticamente despreciables, esto se debe a que el implante absorbe inicialmente la carga y luego la distribuye sobre un área mayor, esto reduce el esfuerzo en la región circundante al implante.

En la región de la diáfisis se muestra una distribución similar del esfuerzo sólo que las magnitudes son diferentes, en el modelo de fémur sin implante se registran 6.3 [MPa] en la diáfisis y en el fémur implantado 3.03 [MPa] en la misma zona.



*Imagen 5.18. Comparativa de esfuerzos. A) Modelo sin implante B) Modelo implantado.*

En *imagen 5.19*, la distribución de esfuerzos en el modelo implantado se muestra por separado hueso (*imagen 5.19B*) e implante (*imagen 5.19C*), ya que colocarlos en una misma imagen no permite apreciar con claridad la distribución en el fémur debido a las diferencias en el orden de magnitud de los esfuerzos entre estos dos elementos.

La *imagen 5.19B* muestra en un círculo rojo una zona de alta densidad vectorial que no está presente en el modelo sin implante, inicia en el punto donde la conicidad del implante es mayor.

En la *imagen 5.19A*, se señala en un círculo azul una zona de compresión que no está presente en la misma zona del hueso con implante (*imagen 5.19B*), sin embargo, esta región de compresión reaparece en el implante metálico como se aprecia en el círculo azul de la *imagen 5.19C*. Este hecho indica que la colocación del implante cambia totalmente la manera en la que se distribuye la carga en el sistema.

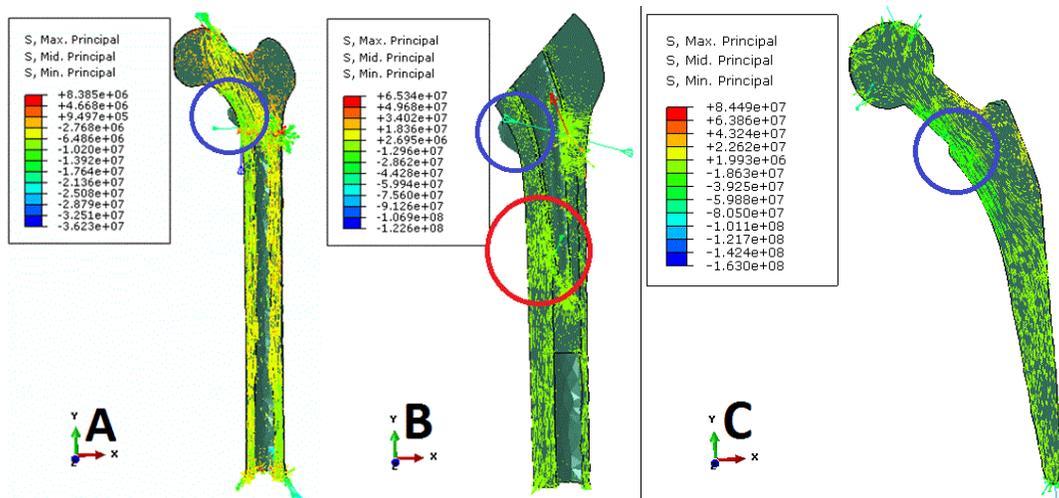


Imagen 5.19. Comparativa en distribución de esfuerzos. A) Modelo sin implante B) Fémur del modelo implantado. C) Vástago metálico.

Los desplazamientos más grandes se dan en la epífisis de ambos modelos, sin embargo, las magnitudes de estos son muy diferentes. El desplazamiento en el cuello femoral en el modelo sin implante es de 0.619 [mm] mientras que en el implante se tienen 0.125, es decir, varían en 79.8% en esa zona (imagen 5.20). Esto se explica con las diferencias en la rigidez de ambos materiales, titanio y hueso esponjoso.

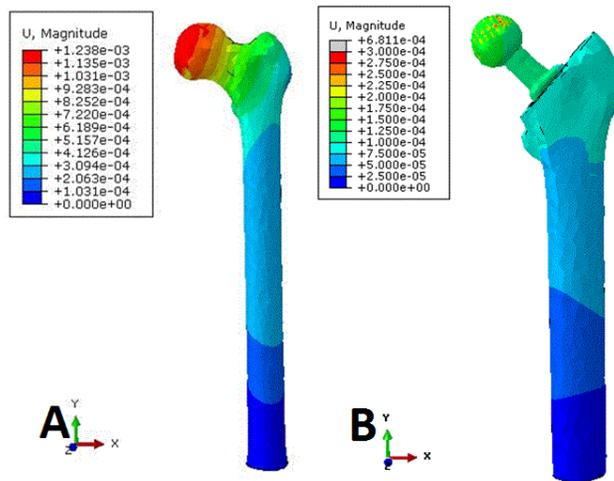


Imagen 5.20. Comparativa en desplazamientos. A) Modelo sin implante B) Modelo implantado.

## 5.6. Conclusiones

El escaneo laser es una manera muy precisa de obtener un modelo CAD de una pieza física, y aunque la puesta a punto del modelo de salida *stl* del escaneo para ser susceptible a la aplicación del método por elemento finito es muy tardada y en el proceso de limpieza de malla finalmente se pierde una pequeña parte de la geometría de la pieza, no existe otra forma que brinde los modelos CAD en el tiempo y exactitud que este método.

Los modelos ortotrópicos son poco usados en el análisis por elemento finito de implantes, esto por lo simple que resulta caracterizar materiales isotrópicos y sobre todo por los recursos de computo que se ahorran con esto. Sin embargo, la implementación de este tipo de modelos brinda una mayor exactitud de gran importancia en tópicos como este que exige un cálculo de desplazamientos en escalas micrométricas a fin de garantizar el buen funcionamiento del implante.

Los resultados de comparar los modelos con y en ausencia de implante, muestran una gran dispersión, se atribuye este hecho a que la presencia del implante y el cemento óseo cambian por completo la manera en que se distribuye la carga, aunado a esto, la enorme rigidez de la aleación de titanio comparada con la del hueso esponjoso minimiza gran parte de los desplazamientos y la geometría del implante distribuye la carga en una mayor área lo que en consecuencia disminuye el esfuerzo.

El implante analizado, mostró un comportamiento aceptable ya que no presentó, en ningún caso, micromovimientos mayores a 150 [ $\mu\text{m}$ ] en la interfaz con el cemento óseo. Desplazamientos mayores a este valor son la condición necesaria para la falla del implante por aflojamiento.

Como futura mejora se propone realizar una limpieza del implante que englobe toda la pieza en una sola superficie ya que el modelo que se obtuvo de *HyperMesh*<sup>®</sup> constaba de 15 superficies. Esto a la hora de mallar el implante en malla 3D resultó problemático dado que *Abaqus*<sup>®</sup> tomaba los límites de mencionadas superficies como referencias para insertar los nodos, este hecho originaba que algunos elementos presentaran una mala relación de aspecto por lo que fue necesario optimizar los parámetros del mallado en varias ocasiones.

Otra propuesta de mejora está en realizar una mejor partición en el fémur para la asignación de propiedades de hueso cortical y esponjoso. En la realidad esta “partición” no es repentina como se hizo en esta tesis si no que es gradual, por tanto se propone realizar al menos una partición más entre las ya existentes, asignándole a esta nueva partición propiedades intermedias entre las de hueso esponjo y las de cortical.

Es importante también la realización futura de una simulación de cargas cíclicas con los datos dinámicos que muestran en el capítulo 4 de esta tesis con el objetivo de evaluar el comportamiento en una condición de fatiga.

Finalmente, la futura comparación de los resultados de estos análisis con los que se obtengan de otras geometrías dará al diseñador de prótesis de cadera valiosa información acerca de las virtudes y defectos de cada una de los implantes analizados ayudándole a tomar decisiones basadas en estudios técnicos y no en la experiencia como se ha venido haciendo. Como resultado de esto, obtener un implante que elimine las carencias de las prótesis actuales, por lo menos desde el punto de vista netamente mecánico.

# Bibliografía

- [1]. Abdullah, AH, N Mohd, Asri Mohd, y S Mohd. Finite Element Analisis of Cemented HipArthroplasty: Influence of Stem Tapers. Hong Kong: IAENG, 2010.
- [2]. Acklin YP, BJ Berli, W Frick, R Elke, EW Morscher. Nine year results of Muller cemented titanium straight stem in total hip replcement. 2001.
- [3]. American Academy of Orthopedic Surgeons, Total Hip Replacement, USA, 2012.
- [4]. Barbosa, PF., Button, ST. Microstructure and mechanical behaviour of the isothermally forged Ti-6Al-7Nb alloy. Brazil: State University of Campinas, 2000.
- [5]. Baumann B, C Hendrich, T Barthel, M Bockkolt, M Walther, J Eulert. 9 to 11 year results of cemented titanium Muller straight stem in total hip arthroplasty Orthopedics. 2007.
- [6]. Bitsakos, C., J. Kerner, I. Fisher and A. Amis. The effect of a muscle loading on the simulation of bone remodelling in the proximal femur. 2005.
- [7]. Callaghan, John J, Rosenberg Aaron G & Rubash Harry. The adult hip. Vol I. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2007.
- [8]. Delahay, John N M.D. «Biomechanics and Biomaterials.» 2003.
- [9]. Duda G.N., M. Heller, J. Albinger, O. Schulz & E. Schneider. Influence of muscle forces on femoral strain distribution. Biomech, 1998.
- [10]. Duda, G.N., E. Schneider & E.Y.S. Chao. Internal forces and moments in the femur during walking. 1997.
- [11]. Eveleigh, R. Temperature and its effect on bone cement. 2001.
- [12]. Farrar, Rose J. Rheological properties of PMMA bone cements. Biomaterials, 2001.
- [13]. Fernández, Ambrosiani. Músculos del miembro inferior. Guiones de consulta. Sevilla, España, 2006.
- [14]. Flory, PJ. Principles of polymer chemistry. Cornell University, 1953.
- [15]. García, Elena Ibarz, José Cegoñino, Antonio Lobo-Escolar, Sergio Gabarre, Sergio Puértolas. «Simulation by Finite Elements of Bone Remodelling After Implantation of Femoral Stems.» Zaragoza, España, 2012.
- [16]. Gie, Benjamin JB, Lee AJ. Cementing technique and the effects of bleeding. Bone Joint Surg., 1987.

- [17]. Gordan, Gulan & Hari, Jurdana. The Canal Fill Ratio as a Factor Influencing the Aseptic Loosening of the Müller-Type Cemented Stem – Preliminary Report. Croatia: Faculty of Medicine University of Rijeka, 2007.
- [18]. Jarrett, Dr. THETA ORTHOTICS. 2014. <http://thetaorthotics.com/faq/does-theta-work-for-athletes/> (último acceso: 27 de Mayo de 2014).
- [19]. Kassi, JP. Musculokeletal Loading and Pre-Clinical Analysis of Primary Stability after Cementless Total Hip Arthroplasty in Vitro, Tesis Doctoral, Universidad de Berlin. Berlin, 2004.
- [20]. Keppler, Louis. «The Design Rationale of the Arc Steam.» Tampa, FL, 2010.
- [21]. Krone, Ryan; Schuster, Peter; “An investigation on the Importance of Material Anisotropy in Finite-Element Modeling of the Human Femur”, SAE, 2006.
- [22]. Krismer, M. Klar, M. Klestil, T. Frischhut, B. Aseptic loosening of straight- and curved-stem Müller femoral prostheses. Austria: PubMed, 1991.
- [23]. Lee, Clive. «Properties of Bone Cement: The Mechanical Properties of PMMA Bone Cement.» 2006.
- [24]. Ling, RMS. Prevention of loosening of total hip components. St Louis, 1980.
- [25]. Miller, Krause WR., Krug WH. Low viscosity cement. Clin Orthop Relat Res, 1992.
- [26]. Mitchell, Richard L. Drake y Adam W. M. Locomoción, anatomía para estudiantes. USA, 2009.
- [27]. Moore, Keith Argur, M.R. Fundamentos de anatomía con orientación clínica. Buenos Aires: Panamericana, 2003.
- [28]. Moore, Keith, y M.R. Argur. Fundamentos de anatomía con orientación clínica. Buenos Aires: Panamericana, 2003.
- [29]. Moscher, EW. and Wirz D. «Current state of cement fixation in thr.» 2002.
- [30]. Moscol, G. León. Artroplastia de cadera o reemplazo articular de cadera. Pirura, Perú: Archivo Hospital Cayetano Heredia, 2007.
- [31]. OCDE. Health at glance. OCDE Publishing, 2011.
- [32]. Richardson, M.D., Michael L., Carol C. & Teitz M.D. Lower extremity muscle atlas. 2009.
- [33]. Rincón, Rincón Esther, Felip Antonio Ros, y Rafael Alonso Claramunt. Caracterización mecánica del material óseo. Madrid: Universidad Alfonso X el Sabio, 2004.
- [34]. Rosenberg, Barrack &. Cadera. Madrid: Marbán, 2009.

- [35].Sahrmann, Shirley A. Diagnostico y tratamiento de las alteraciones del movimiento. España: Paidotribo, 2005.
- [36].Sanz, Ruiza P., Paz E., Abenojarc JC., del Realb F. Influencia del medio fisiológico sobre las propiedades mecánicas del cemento óseo. ¿Son los estudios actuales extrapolables? Madrid: ELSEVIER DOYMA, 2014.
- [37].Sanzana, Edgardo Santiago. Estudio comparativo de la utilidad de los cementos y vidrios basados en fosfatos de calcio como sustitutivos óseos en defectos cavitarios experimentales. Barcelona: Tesis doctoral. Universidad de Barcelona, 2004.
- [38].Schumacher, E. Schulte and U. THIEME Atlas of Anatomy - General Anatomy and Musculoskeletal System. Thieme, 2010.
- [39].Sobale, K, E Hansen, H Rasmussen, P.H Jorgensen, y C. Bunger. Tissue ingrowth into titanium and hydroxyapatite-coated implants during stable and unstable mechanical conditions. J. Orthopedics, 1992.
- [40].Steineman, S. Implant Materials. Switzerland: SYNTHES, 2008.
- [41].Stolk, Jean PhD. Janssen, Dennis MSc. Huiskes,Rik PhD. Implants, Finite Element-based Preclinical Testing of Cemented Total Hip. Lippincott Williams & Wilkins, 2007.
- [42].Varini, E. Stabilità primaria di protesi d'anca non cementata: tecniche di valutazione ed assistenza in sala operatoria. Tesi di Dottorato. Bologna: Università degli di Bologna, 2007.
- [43].Widmer KH, Majewski M. «The impact of the CCD-angle on range of motion and cup positioning in total hip arthroplasty.» 2005.
- [44].Wilkins & Williams. Human walking. Michigan University Baltimore, 1981.
- [45].Zimmer. «Original M. E. Müller® Straight Stem – Surgical Technique.» 2011.
- [46].Zimmer. «Product information. Milestones.» 2007.