



**Universidad**  
Zaragoza

## Trabajo Fin de Grado

Simulación mecánica de la luxación de cadera  
mediante el método de los elementos finitos:  
Influencia de diferentes parámetros

Autora

M<sup>a</sup>Paz Quílez Callén

Directora

M<sup>a</sup>Ángeles Pérez Ansón

Escuela de Ingeniería y Arquitectura

2014

# Resumen

---

La luxación de una prótesis de cadera es una de las complicaciones más frecuentes tras una artroplastia total de cadera produciéndose aproximadamente en un 10% de ellas. Existen numerosos factores de riesgo por los cuales se produce una luxación de cadera, entre los que se encuentran el tamaño de la cabeza protésica, la posición del acetábulo y el rango de movimiento. El objetivo de este Trabajo Fin de Grado (TFG) es determinar un índice de zona segura que pueda ayudar a reducir el número de luxaciones.

Para la realización del TFG se ha usado el Método de los Elementos Finitos (MEF). El MEF permite desarrollar modelos simplificados de estructuras reales dando lugar a modelos bastante próximos a la realidad. En este TFG se ha simplificado el problema simulando únicamente la prótesis, la cabeza de la prótesis y el acetábulo, lo que ha permitido estudiar el comportamiento mecánico de la articulación con bastante exactitud. Se ha utilizado un programa de elementos finitos (ABAQUS) y otro programa llamado MIMICS para el tratamiento de imágenes médicas.

Se ha tomado la geometría real de una prótesis tipo Exeter con ayuda de MIMICS y a partir de ella se ha realizado un modelo paramétrico en ABAQUS. Se han parametrizado tres factores clave en la luxación de cadera: diámetro de la cabeza (28, 32 y 36 mm de diámetro), ángulo de anteversión (0, 15 y 25°) y de inclinación del acetábulo (25, 40 y 60°). Se ha realizado un análisis del efecto de cada parámetro sobre la luxación, y las tensiones en el componente acetabular de la articulación. Para este análisis se han simulado los movimientos de rotación interna y externa en dos posiciones de la extremidad, extensión y flexión.

El análisis permitió la definición de una “zona segura” de movimiento para evitar el choque (impingement) y la posterior luxación en una artroplastia total de cadera. Esta zona segura resultó en 40° - 60° de inclinación y 15° - 25° de anteversión del acetábulo, siendo especialmente importante que la anteversión no baje a 10° - 15°. Los momentos resistentes resultantes mostraron ser un parámetro válido para describir la estabilidad de la luxación en el estudio por elementos finitos.

<b>1. Introducción .....</b>	<b>4</b>
1.1. La Biomecánica .....	4
1.2. La artroplastia total de cadera y su luxación .....	4
1.3. Objetivos.....	8
1.4. Descripción del trabajo .....	8
<b>2. La artroplastia total de cadera y su luxación .....</b>	<b>9</b>
2.1. La articulación de la cadera y su biomecánica .....	9
<i>Región Pélvica</i> .....	9
<i>Huesos de la Cintura Pélvica</i> .....	9
<i>El Fémur</i> .....	9
<i>Articulación de la Cadera</i> .....	10
<i>Músculos de la Pelvis</i> .....	11
<i>Nervios de la Región Pélvica</i> .....	12
<i>Irrigación de la Región Pélvica</i> .....	13
<i>Biomecánica de la Cadera</i> .....	14
2.2. Artroplastia total de cadera.....	14
2.3. Luxación de la cadera protésica .....	17
<b>3. Material y métodos .....</b>	<b>19</b>
3.1. Geometría y modelo de elementos finitos .....	19
3.2. Propiedades del material y no linealidad del problema simulado .....	21
3.3. Condiciones de contorno y movimientos simulados.....	22
<b>4. Resultados.....</b>	<b>24</b>
4.1. Posición del acetábulo .....	24
<i>Extensión</i> .....	24
<i>Flexión</i> .....	25
4.2. Tamaño de la cabeza protésica .....	26
<b>5. Conclusiones y líneas futuras .....</b>	<b>29</b>
5.1. Conclusiones: Zona segura .....	29
5.2. Futuras líneas de investigación .....	30
<b>6. Referencias.....</b>	<b>32</b>
6.1. Artículos.....	32
6.2. Páginas web.....	32
<i>Información</i> .....	32
<i>Imágenes</i> .....	33

# 1. Introducción

## 1.1. La Biomecánica

La biomecánica es una disciplina científica que tiene por objeto el estudio de las estructuras de carácter mecánico que existen en los seres vivos, fundamentalmente del cuerpo humano. Esta área de conocimiento se apoya en diversas ciencias biomédicas, utilizando los conocimientos de la mecánica, la ingeniería, la anatomía, la fisiología y otras disciplinas, para estudiar el comportamiento del cuerpo humano y resolver los problemas derivados de las diversas condiciones a las que puede verse sometido. La biomecánica ha tenido un gran desarrollo en relación con aplicaciones de la ingeniería, informática y de modelos matemáticos, para el conocimiento de los sistemas biológicos y de partes del cuerpo humano, facilitando su aplicación práctica y su utilización como nuevos métodos de valoración y diagnóstico.

El objetivo de la biomecánica es resolver los problemas que surgen de las diversas condiciones a las que puede verse sometido nuestro cuerpo en distintas situaciones. Las posibilidades que la biomecánica ofrece al plantear y resolver problemas relacionados con la mejora de nuestra salud y calidad de vida la han consolidado como un campo de conocimientos en continua expansión, capaz de aportar soluciones científicas y tecnológicas muy beneficiosas para nuestro entorno más inmediato.

La proyección industrial de la biomecánica ha alcanzado a diversos sectores, sirviendo de base para la concepción y adaptación de numerosos productos: técnicas de diagnóstico, implantes e instrumental quirúrgico, prótesis, ayudas técnicas a personas con discapacidad, sistemas de evaluación de nuestras actividades, herramientas y sistemas de seguridad en automoción, entre otros muchos.

Uno de los desarrollos más importantes de la biomecánica está asociado con la ortopedia. Este campo se ha convertido en una disciplina utilizada tanto en la vertiente más relacionada con la ingeniería, para el desarrollo de nuevos implantes y materiales, como en el terreno de la biología, en investigaciones sobre los procesos experimentados por las células en relación a las tensiones y esfuerzos, así como en simulaciones de tejidos (cartílagos, tendones, huesos...).

## 1.2. La artroplastia total de cadera y su luxación

La cadera, como todas las articulaciones del cuerpo, con el paso del tiempo se puede desgastar o envejecer con la pérdida del cartílago de su superficie (artrosis de cadera), o fracturar por un traumatismo o por tener unos huesos frágiles debido a la osteoporosis. Tanto la artrosis como las fracturas son los dos principales motivos por los que muchas personas, en su mayoría a partir de la sexta o séptima década de la vida, tienen que pasar por el quirófano para ponerse una prótesis de cadera que reemplace la articulación desgastada o dañada.

Las luxaciones son, junto a las infecciones, las dos complicaciones graves más habituales que puede tener una persona con una prótesis de cadera durante las semanas posteriores a la intervención. La luxación de cadera se produce cuando la parte de la prótesis que está en el fémur se separa de la parte de la prótesis anclada en la pelvis.

Hay ciertos factores que pueden predisponer más al padecimiento de una luxación de una prótesis de cadera. Así, las prótesis que se colocan por una fractura tienen más riesgo de luxarse que aquellas que se implantan por una artrosis; y las que se ponen en pacientes

ancianos, con menor fuerza muscular, tienen más probabilidades de sufrir una luxación que las que se implantan en pacientes más jóvenes.

Además, se pueden producir si el cirujano no orienta correctamente los componentes de la prótesis. El tipo de técnica quirúrgica y la vía de abordaje que aplique para insertarla también pueden influir a este respecto. En general, siempre se ha afirmado que las prótesis que se colocan por la vía posterior (por detrás) se luxan más que las que se implantan por la vía lateral o anterior (por delante). La elección de una u otra vía depende de la formación y preferencias del cirujano y de las características propias del paciente y de la situación que requiere el implante.

La luxación precoz de una prótesis de cadera puede ser una complicación accidental por un “mal movimiento”. La prótesis puede estar perfectamente colocada, haber tenido un postoperatorio correcto y tener una luxación por un movimiento incorrecto. Los movimientos más peligrosos para que se produzca una luxación son los habituales en nuestro día a día.

Tras una intervención realizada por vía de abordaje posterior, los movimientos más comunes por los cuales se luxa una prótesis son: movimiento de sentarse y levantarse de un asiento (sobre todo de poca altura, como por ejemplo del aseo) (Figura 1.1), cruzar las piernas en flexión (sentado) (Figura 1.2), agacharse en flexión (por ejemplo para colocarse los zapatos) (Figura 1.3) y agacharse en extensión (de pie) (Figura 1.4). Por otro lado, en las intervenciones realizadas por vía de abordaje anterior los movimientos son: girar lateralmente el cuerpo (Figura 1.5) y girar estando tumbado con una rodilla flexionada (Figura 1.6). (Mark et al. 2003)

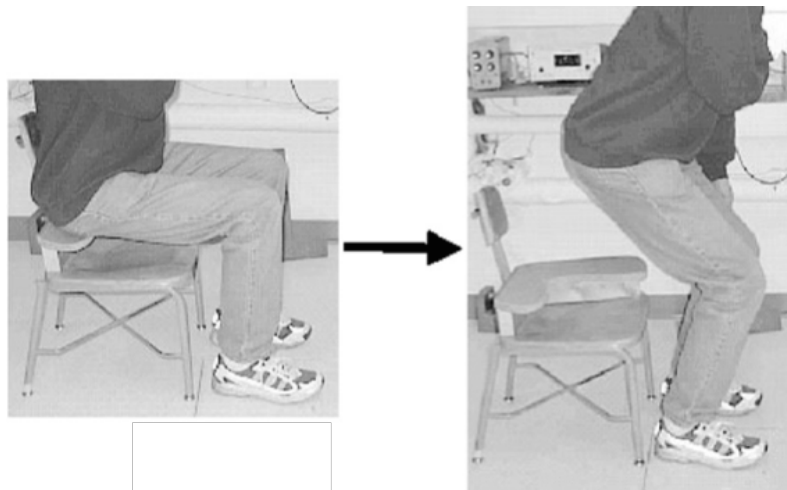


Figura 1.1. Movimiento de sentarse y levantarse de un asiento (Mark et al. 2003)

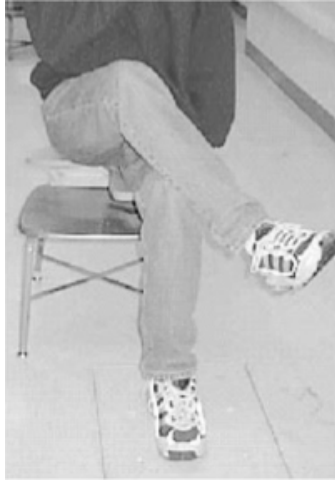


Figura 1.2. Movimiento de cruzar las piernas en flexión (Mark et al. 2003)



Figura 1.3. Movimiento de agacharse en flexión (Mark et al. 2003)

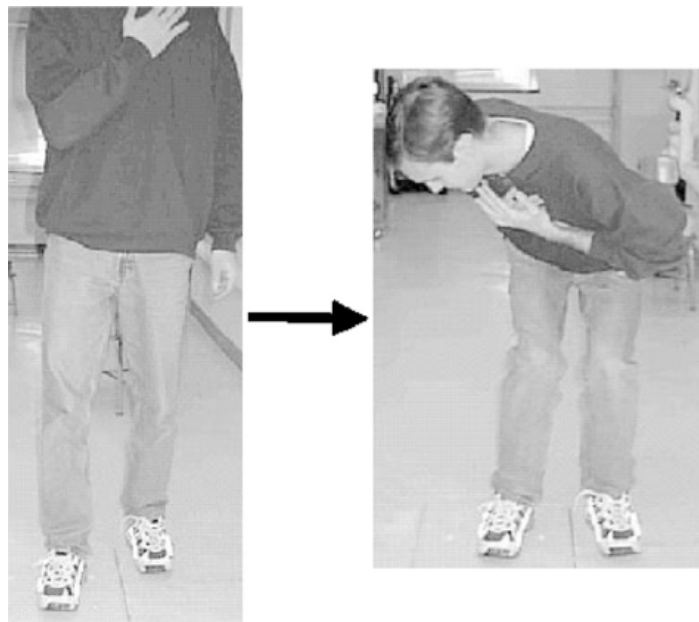


Figura 1.4. Movimiento de agacharse en extensión (Mark et al. 2003)



Figura 1.5. Movimiento de girar lateralmente el cuerpo (Mark et al. 2003)

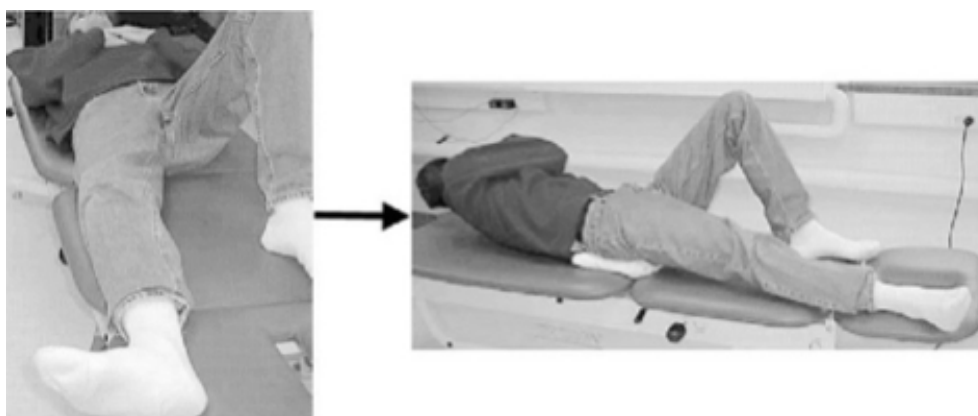


Figura 1.6. Movimiento de girar estando tumbado con una rodilla flexionada (Mark et al. 2003)

Una vez que se produce una luxación, hay que tratarla con la mayor premura y eso se lleva a cabo con dos tipos de técnicas. Una de ellas, llamada reducción cerrada, consiste en administrar al paciente anestesia y realizar una serie de maniobras con tracción de la extremidad afectada, y volver a colocársela en su sitio sin la necesidad de intervenirlo quirúrgicamente.

La otra técnica supone reintervenir al paciente. Se realiza cuando estas maniobras previas no permiten volver a colocar la cabeza femoral en el interior del componente acetabular de la pelvis porque se interponen entre ambas partes blandas, como los músculos, o en los casos en los que se deben cambiar algún componente de la prótesis por una mala orientación o porque se presenten episodios de luxaciones repetidas.

### 1.3. Objetivos

Por todo lo descrito con anterioridad, los principales objetivos que se pretenden alcanzar en este Trabajo Fin de Grado (TFG) son:

- Simular el movimiento de luxación de la cadera en función de distintos parámetros:
  - o Tamaño de la cabeza protésica
  - o Ángulo de inclinación del acetábulo
  - o Ángulo de anteversión del acetábulo
  - o Rango de movimiento
  
- Establecimiento de una zona segura que pueda ayudar a reducir el número de luxaciones.

### 1.4. Descripción del trabajo

Este Trabajo Fin de Grado está dividido en los siguientes capítulos:

- En el capítulo 1 se realiza una breve introducción al concepto de biomecánica, así como se enumeran los objetivos del proyecto y su descripción.
- En el capítulo 2 se explica en qué consiste la articulación de la cadera, la artroplastia de cadera y los problemas y factores que desencadenan una luxación de la misma.
- En el capítulo 3 se explica el procedimiento seguido para el modelado del problema mediante el método de elementos finitos, las características consideradas y los distintos movimientos estudiados.
- En el capítulo 4 se muestran los resultados obtenidos a partir del modelo en cuanto a los factores a estudiar.
- En el capítulo 5 se enumeran las principales conclusiones y futuras mejoras del presente trabajo.



## 2. La artroplastia total de cadera y su luxación

### 2.1. La articulación de la cadera y su biomecánica

#### Región Pélvica

La región pélvica es la parte del tronco que se encuentra en la región posterior e inferior al abdomen y se considera el lugar de transición del tronco y las extremidades. Está compuesta de huesos, ligamentos y músculos. Los huesos que componen la región pélvica se conocen como cintura pélvica, pelviana o cadera.

#### Huesos de la Cintura Pélvica

La cintura pélvica consta de dos huesos coxales que se unen por delante a través de la sínfisis del pubis y por detrás mediante la articulación sacroiliaca. El anillo completo que se forma provee un soporte sólido y estable a la columna vertebral y a los órganos de la pelvis, tales como la vejiga urinaria, las porciones terminales de los uréteres, los órganos genitales y el recto.

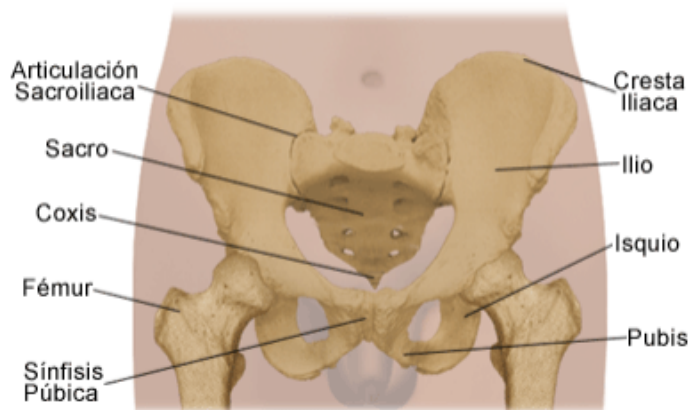


Figura 2.1. Anatomía de la cadera

Cada uno de los huesos coxales está formado por tres huesos separados por cartílago llamados ilion, isquion y pubis. El ilion se encuentra en la región superior, el pubis en la región inferior y anterior, finalmente el isquion está en la región inferior y posterior. La figura 2.1 muestra un diagrama con estos huesos, incluyendo el fémur (hueso del muslo) y la cresta iliaca (región superior del ilion).

#### El Fémur

El fémur, el hueso del muslo, es el más largo, más pesado y más resistente de todos los huesos del cuerpo. Su extremo proximal se articula con el acetábulo y su extremo distal se articula con la tibia y la rótula o patela. El cuerpo o diáfisis del fémur se encuentra inclinado en dirección medial y esta característica es más prominente en las mujeres dado que tienen la región pélvica más ancha.

La figura 2.2 muestra las principales partes del Fémur. En el extremo proximal está la cabeza, el cuello, el trocánter mayor y menor. Estos dos son proyecciones surgidas de la zona de unión del cuello con el cuerpo y actúan como sitio de inserción para diferentes tendones de los músculos del muslo y de la región glútea, en medio de ellos se encuentra la línea intertrocantérica, que es importante de mencionar pues es un sitio común donde se observan fracturas de cadera. El trocánter mayor puede palparse y verse por delante de la depresión en los costados de la cadera.

En el extremo inferior del fémur se ubican el cóndilo medial y el cóndilo lateral, los cuales articulan con la tibia y es el lugar donde se insertan los ligamentos de la rodilla.

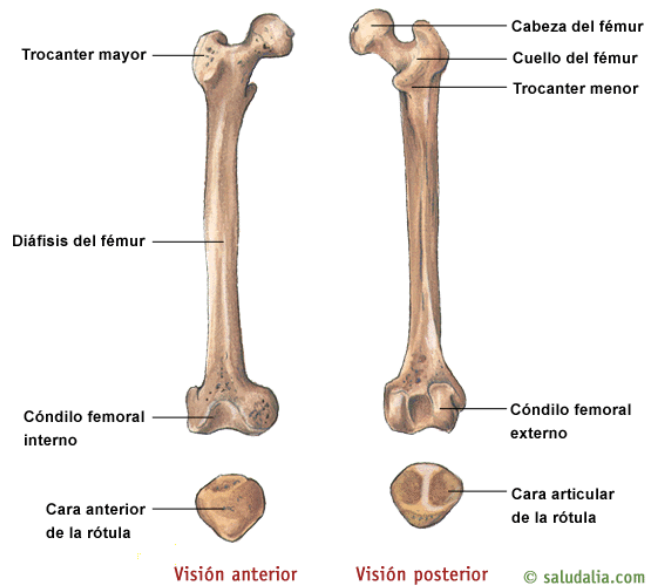


Figura 2.2. Anatomía del fémur

### Articulación de la Cadera

La articulación de la cadera, llamada también articulación coxofemoral, está formada por la cabeza del fémur y el acetábulo del hueso coxal. Está formada por una cápsula articular muy densa y fuerte, además de un grupo de ligamentos que permiten movimientos de flexión, extensión, abducción, aducción, circunducción y rotación medial y lateral del muslo. Algunos de estos componentes se ilustran en la figura 2.3.

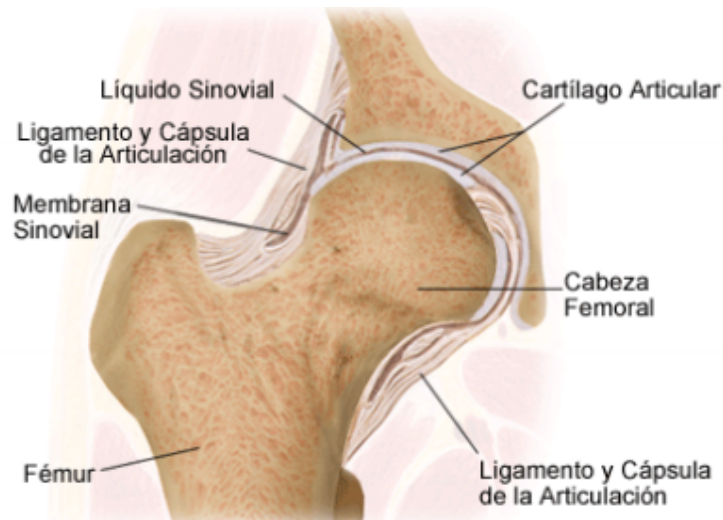


Figura 2.3. Articulación de la cadera

### Músculos de la Pelvis

La mayoría de los músculos que mueven el fémur se originan en la cintura pelviana y se insertan en el fémur (Figura 2.4). A nivel de la articulación coxofemoral se encuentran los siguientes músculos y sus respectivas funciones:

- El iliopsoas flexiona el muslo e interviene en la rotación lateral y flexión del tronco.
- El ilíaco y el músculo glúteo mayor extienden y rotan lateralmente el muslo.
- El glúteo medio y menor abducen el muslo y rotan en dirección medial.
- El tensor de la fascia latae está localizado en la superficie lateral y su función es flexionar y abducir el muslo.
- El piriforme, obturador interno y externo, gemelo superior e inferior y el cuadrado femoral rotan lateralmente el muslo.
- El aductor largo, corto y mayor aducen, flexionan y rotan medialmente el muslo.
- El pectíneo flexiona y aduce el muslo.

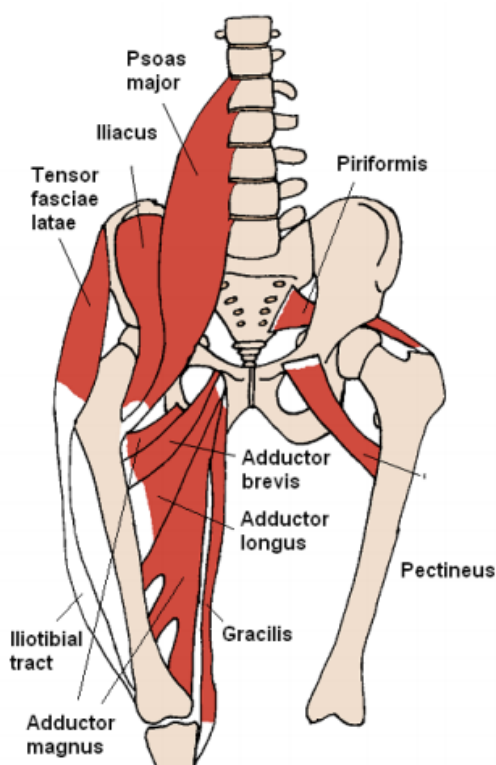


Figura 2.4. Músculos de la pelvis

### Nervios de la Región Pélvica

El plexo sacro es un conjunto de axones que nacen de las raíces anteriores de los nervios espinales L4-L5 y S1-S4. Se disponen a lo largo de la cara anterior del hueso sacro e inervan glúteos, el periné y los miembros inferiores. El nervio ciático, considerado el más largo del cuerpo, tiene su origen en este plexo.

Algunos de los nervios más importantes de este plexo y su respectiva distribución se muestran en la figura 2.5 y se mencionan a continuación:

- El Glúteo Superior inerva los músculos glúteo menor, mediano y tensor de la fascia latae.
- El Glúteo Inferior, Piriforme, Cuadrado Femoral, Gemelo Inferior y el Obturador Interno inervan los músculos que llevan el mismo nombre.
- El Obturador Interno inerva los músculos obturador interno y gemelo superior.
- El Ciático, formado por el tibial común y el peroneo común que inervan varios músculos de la pierna.
- El Pudendo que inerva los músculos del periné, piel del pene y del escroto del hombre, del clítoris, labios mayores, labios menores y la vagina en la mujer.

- El plexo coccígeo es una pequeña red de fibras nerviosas formadas por los ramos anteriores de S4 y S5 y por los nervios coccígeos y a pesar de que nace en la región pélvica, no tiene relación directa con músculos de la cadera.

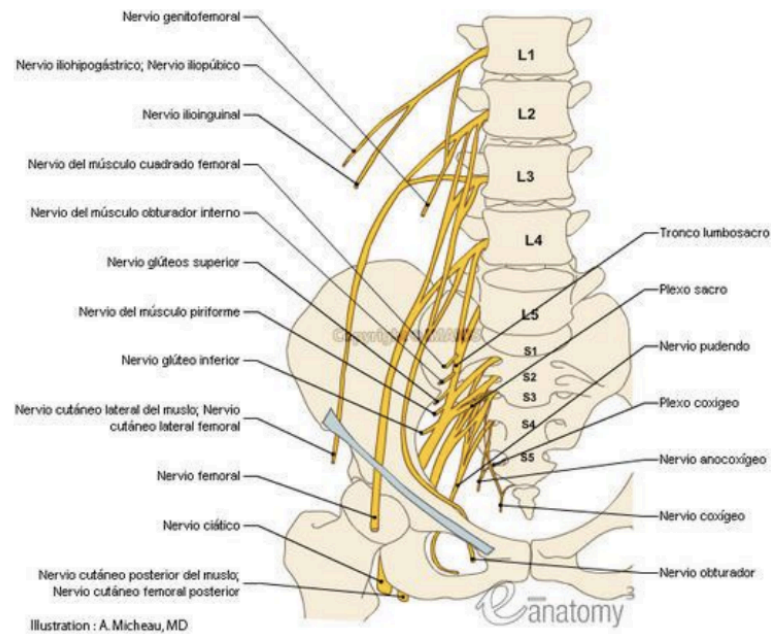


Figura 2.5. Nervios de la región pélvica

### Irrigación de la Región Pélvica

Las arterias que entran en la pelvis provienen de la arteria iliaca común que a su vez es una rama de la aorta descendente (Figura 2.6). Entre las principales se encuentran:

- Las arterias iliacas internas, consideradas las arterias de la pelvis, emiten ramas a las nalgas, región medial del muslo y el perineo.
- La arteria sacra media, que irriga las últimas vertebrae lumbares, sacro y cóccix.
- La arteria rectal superior, que irriga la porción superior del recto y se une con las arterias rectales media e inferior, quienes son ramas de la iliaca interna.

La arteria iliaca externa se prolonga hacia el muslo y se convierte en la arteria femoral. Aunque no es considerada una arteria de la cadera, es importante de mencionar pues su recorrido se encuentra relativamente cerca de la articulación coxofemoral.

La sangre que proviene de las vísceras pélvicas retorna al corazón vía la vena cava inferior. La principal de ellas es la vena iliaca interna, que drena no solo los órganos de internos de la pelvis sino también el muslo, los glúteos y los genitales externos.

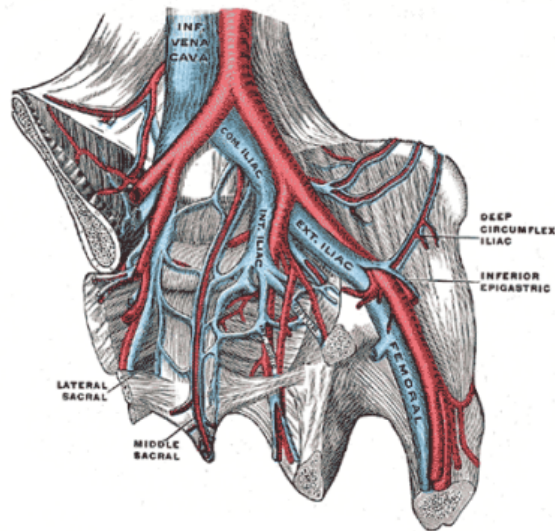


Figura 2.6. Irrigación de la región pélvica

## Biomecánica de la Cadera

La articulación coxofemoral es una enartrosis de coaptación muy firme. Posee una menor amplitud de movimientos en relación con la articulación escapulohumeral, pero posee una estabilidad mayor.

### EJES DE MOVIMIENTO

- Eje transversal: situado en un plano frontal, se realizan los movimientos de FLEXIÓN-EXTENSIÓN
- Eje anteroposterior: situado en un plano sagital, se efectúan los movimientos de ABDUCCIÓN-ADUCCIÓN
- Eje vertical: permite los movimientos de ROTACIÓN EXTERNA-ROTACIÓN INTERNA.

## 2.2. Artroplastia total de cadera

La artroplastia de cadera consiste en una cirugía ortopédica que busca reemplazar de forma total o parcial la articulación de la cadera con un implante artificial llamado prótesis. El objetivo es reemplazar las partes de la articulación que han sido dañadas y aliviar el dolor, cuando no se puede controlar con otros tratamientos o estos han fallado.

La prótesis total de cadera consta de tres partes (Figura 2.7):

- Una copa que reemplaza el acetábulo de la cadera.
- Una esfera metálica o de cerámica que reemplaza la cabeza femoral fracturada.
- Un vástago metálico que se adhiere al cuerpo del hueso para agregarle estabilidad a la prótesis

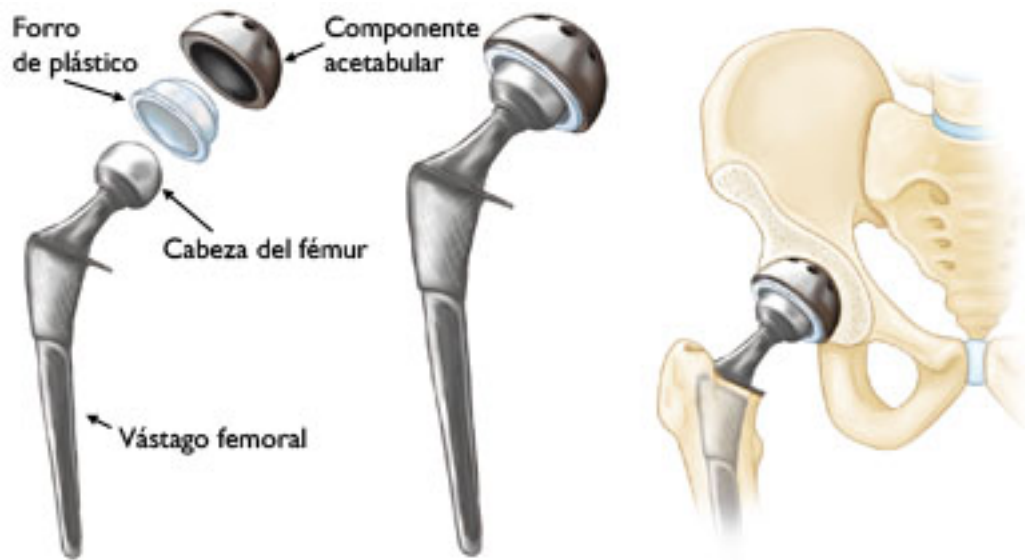


Figura 2.7. Prótesis de cadera

Hay dos tipos de fijación principales: cementada y porosa. Las dos pueden ser eficaces en la sustitución de la articulación de la cadera. El cirujano escoge la solución que mejor se adapta a las necesidades del paciente.

- **Implante de cadera cementado**

El implante de cadera cementado está diseñado para su colocación con cemento óseo (una masa que contribuye a la colocación del implante en el interior del hueso). El cemento óseo se inyecta en el canal femoral preparado. A continuación, el cirujano coloca el implante en el interior del canal y la masa ayuda a fijarlo en la posición deseada.

- **Implante de cadera poroso**

El implante de cadera poroso se inserta en el canal femoral preparado sin necesidad de fijarlo con cemento óseo (Figura 2.8). En primer lugar, el canal femoral se prepara de modo que el implante encaje perfectamente en su interior. Las superficies porosas del implante de cadera están diseñadas para atraer el hueso del interior del canal y permitir su integración en la superficie porosa. Finalmente, esta osteointegración puede proporcionar una fijación adicional para mantener el implante en la posición deseada.



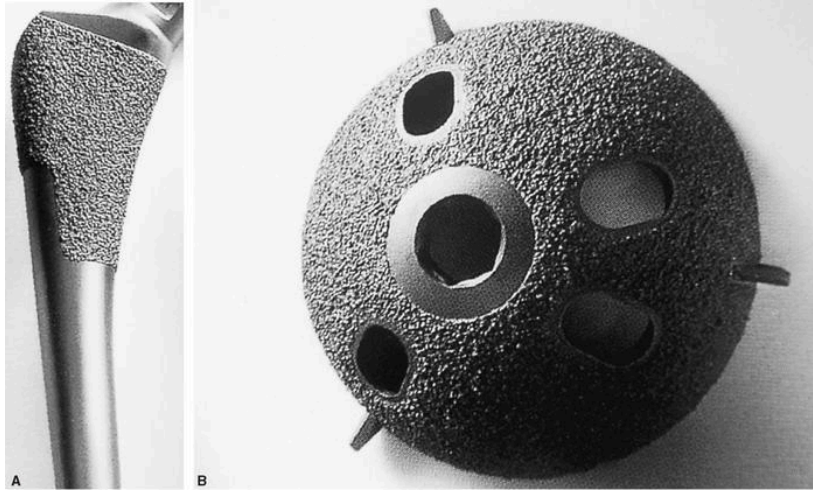


Figura 2.8. Prótesis de cadera porosa. A) Componente femoral. B) Componente acetabular

La artroplastia total de cadera puede estar indicada en:

- Artritis (reumatoide, enfermedad de Still, etc)
- Espondilitis Anquilosante
- Necrosis Avascular
- Artropatía degenerativa (artrosis)
- Fractura
- Enfermedades Hereditarias
- Displasia evolutiva de cadera

La artrosis es la causa más habitual en el reemplazo total de cadera, ésta afecta a personas de mediana y avanzada edad. Los síntomas van desde unas leves molestias hasta un dolor severo incapacitante. El tratamiento de la artrosis de cadera persigue la disminución del dolor y la mejora de la movilidad de la articulación.

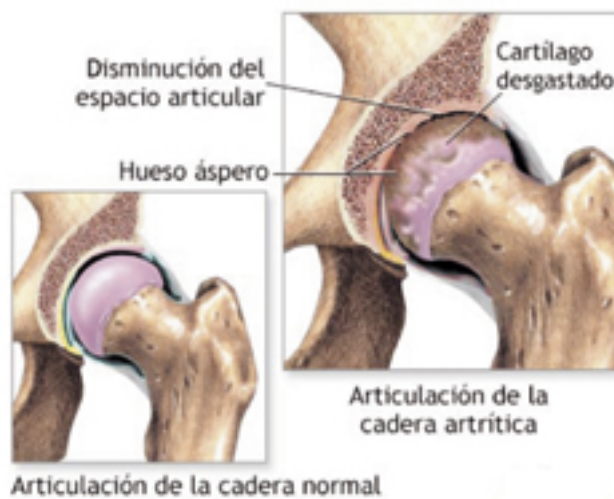


Figura 2.9. Cadera afectada por la artrosis



### 2.3. Luxación de la cadera protésica

La artroplastia total de cadera (ATC) es un procedimiento muy frecuente en los Servicios de Cirugía Ortopédica y Traumatología, y aunque su efectividad es muy elevada, no está exenta de complicaciones como son el aflojamiento aséptico, luxaciones, infección y fracturas periprotésicas.

A pesar de los avances en las técnicas y modelos protésicos, la luxación sigue siendo la segunda complicación más frecuente después del aflojamiento aséptico en las artroplastias totales de cadera. Se produce en el 0,3% al 10% de las artroplastias primarias de cadera y hasta en el 28% de las artroplastias de revisión (Blom et al. 2008)

Se han estudiado ampliamente los factores de riesgo que se consideran asociados a una mayor probabilidad de luxación protésica: Factores relacionados con el paciente como edad, sexo, alteraciones cognitivas o neuromusculares, diagnóstico inicial, cirugía previa; factores relacionados con la cirugía como vías de abordaje, características de los componentes, mediciones radiológicas pre y postquirúrgicas. Sin embargo, en relación con muchos de ellos sigue existiendo controversia.

Dada la alta incidencia de la luxación de la artroplastia total de cadera y la falta de unanimidad en relación con algunos de los factores de riesgo que la favorecen, se planteó un trabajo de investigación clínico-computacional, llevado a cabo en colaboración con médicos del Servicio de Traumatología del Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa. Por la parte del estudio clínico determinaron los factores de riesgo asociados a la luxación protésica y se categorizaron por orden de importancia, tratando de correlacionar los resultados clínicos con los resultados computacionales obtenidos en el presente trabajo.

En cuanto al estudio clínico, se recogieron los episodios de luxación de la ATC diagnosticados y tratados en dicho Hospital desde el año 1994 hasta el año 2011. En este periodo han sido implantadas 2227 artroplastias, de las cuales 1338 fueron cementadas y 889 no cementadas. De estas artroplastias, 46 casos sufrieron luxación protésica, 35 casos de prótesis cementadas y 11 no cementadas.

Las variables recogidas en el estudio clínico para todos los pacientes fueron las siguientes:

- 1) Factores relacionados con el paciente: Género, edad, diagnóstico subyacente (artrosis, fractura, fractura patológica, artritis reumatoide, necrosis avascular), cirugía previa de cadera, disfunción neuromuscular (Parkinson, Alzheimer) , falta de cumplimiento de las normas profilácticas anti-luxación, disfunción cognitiva, abuso de alcohol y drogas.
- 2) Factores relacionados con la técnica quirúrgica: Vía de abordaje, orientación de los componentes, tensión de las partes blandas, experiencia del cirujano e infección.
- 3) Factores relacionados con el diseño del implante: Tamaño de la cabeza, relación de tamaño cabeza-cuello, relación de tamaño cabeza-acetábulo, diseño del componente acetabular.

Se realizó un seguimiento medio de 5 años en los pacientes de ambos grupos en las Consultas Externas del centro para la detección de posibles complicaciones.

La incidencia de la luxación en las ATC en la muestra tomada fue de 2,07%, siendo 2,62% en el caso de las artroplastias cementadas y 1,24% en el caso de las no cementadas.

A continuación se nombran los resultados más relevantes obtenidos del estudio clínico:

1) Factores relacionados con el paciente:

- Género: Se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas en el grupo de las artroplastias cementadas, siendo la luxación más frecuente en los hombres.
- Edad: La edad media a la que se implantó la artroplastia fue de 67 años, observándose diferencias estadísticamente significativas con mayor edad media (71 años) en el grupo de los pacientes luxados, frente a los no luxados (64 años).
- Diagnóstico subyacente: Se observaron diferencias entre el porcentaje de luxación y el diagnóstico que justificó la implantación de la artroplastia. Dentro del grupo de pacientes que requirió un ATC por fractura el porcentaje de luxación fue del 68% frente a sólo el 16% en el caso de coxartrosis.
- Abuso de alcohol y drogas: La asociación entre el abuso de alcohol/drogas con la luxación protésica resultó significativa apareciendo luxación en todos los pacientes con consumo de estas sustancias.

2) Factores relacionados con la técnica quirúrgica:

- Ángulo de inclinación: No se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas, sin embargo se observó que la media del ángulo de inclinación en los pacientes luxados fue discretamente menor (38º) que en los pacientes libres de luxación (40º).
- Ángulo de anteversión: Se observó significación estadística en la relación entre el ángulo de versión del cotilo y la luxación protésica, teniendo una anteversión media del cotilo menor (11,54º) los pacientes que sufrieron una luxación, frente a los no luxados (14,19º).
- Vuelo femoral: Se observó significación estadística en el grupo de artroplastias cementadas con un vuelo femoral mayor (59 mm frente a 55 mm) en los pacientes afectados de luxación.
- Longitud del cuello femoral: Se objetivó con diferencia estadísticamente significativa que la luxación protésica aparecía en aquellos pacientes con mayor longitud del cuello femoral postoperatoriamente, 62,82 mm en pacientes no luxados frente a 66,67 mm en los luxados.

3) Factores relacionados con el diseño del implante:

- Tamaño de la cabeza: La única cabeza de tamaño 32 mm no sufrió luxación

### 3. Material y métodos

#### 3.1. Geometría y modelo de elementos finitos

Se ha simulado un modelo protésico mediante el método de los elementos finitos (EF) para estudiar el efecto del diámetro de la cabeza de la prótesis, el ángulo de inclinación y anteversión en el choque de los componentes y la posterior luxación de la prótesis.

Los tamaños de cabeza considerados para el estudio fueron 28, 32 y 36 mm por ser los usados con mayor frecuencia en la práctica clínica. En todos los modelos se utilizó un diámetro exterior del cotilo de 52 mm dado que es el tamaño mínimo requerido en la mayoría de los implantes para las cabezas de 36 mm.

Para la realización del modelo paramétrico de EF se ha tomado como base la geometría real de una prótesis tipo Exeter, obtenida a partir de mediciones de la prótesis implantada en un paciente real. Estas mediciones se han realizado con la ayuda del software Mimics v10.0, tras importar las imágenes médicas de una tomografía axial computarizada (TAC) en formato DICOM. (Figura 3.1)



Figura 3.1. Geometría de la prótesis Exeter obtenida del software Mimics

El modelo fue realizado con el software Abaqus CAE v6.11 y se compone de dos partes. Por una parte, el acetábulo de la prótesis fue simulado como sólido deformable a partir de una superficie de revolución (Figura 3.2).

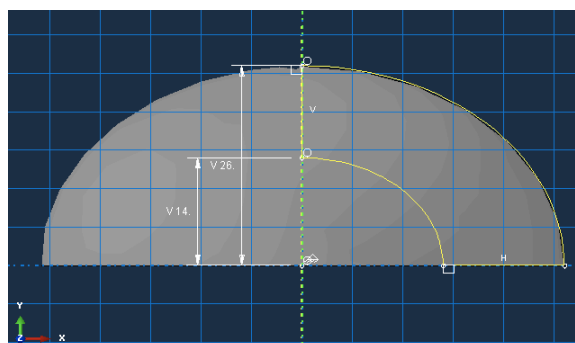


Figura 3.2. Croquis de la superficie de revolución del acetábulo

La cabeza y el vástago fueron simulados como una superficie rígida discreta. En el caso de la cabeza se realizó como una superficie de revolución (Figura 3.3) y en el caso del vástago como un superficie extruida a la que posteriormente se le realizó un redondeo de aristas (Figura 3.4).

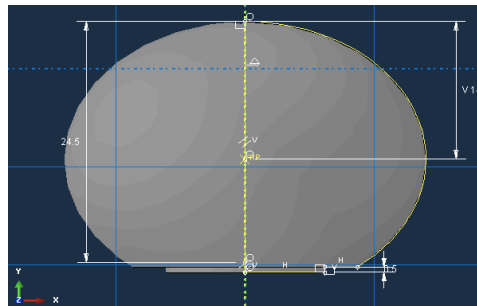


Figura 3.3. Croquis de la superficie de revolución de la cabeza

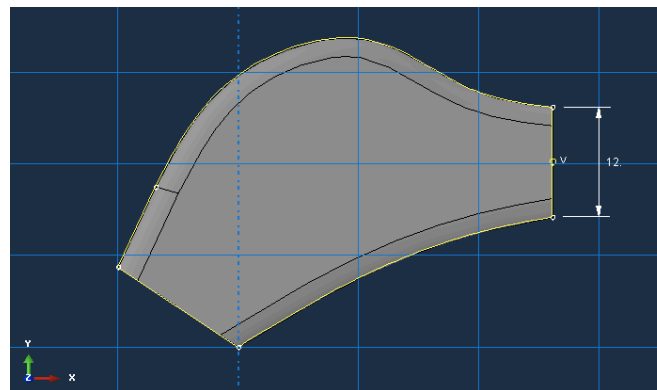


Figura 3.4. Croquis de la superficie de extrusión del vástago

En cuanto al modelo de elementos finitos simulado, el acetábulo fue mallado con elementos hexaédricos tipo C3D8R y la cabeza y el vástago con elementos triangulares y cuadriláteros tipo R3D3 y R3D4, respectivamente.

Componente	Nodos	Elementos
<b>Acetábulo</b>	11976	10164
<b>Cabeza y vástago</b>	2875	2900

Tabla 3.1. Elementos y nodos que componen el modelo

Para la elección del tamaño de malla más adecuado, se ha realizado un análisis de sensibilidad de malla seleccionando tres tamaños diferentes en Abaqus CAE: 1, 1.5 y 2 mm.

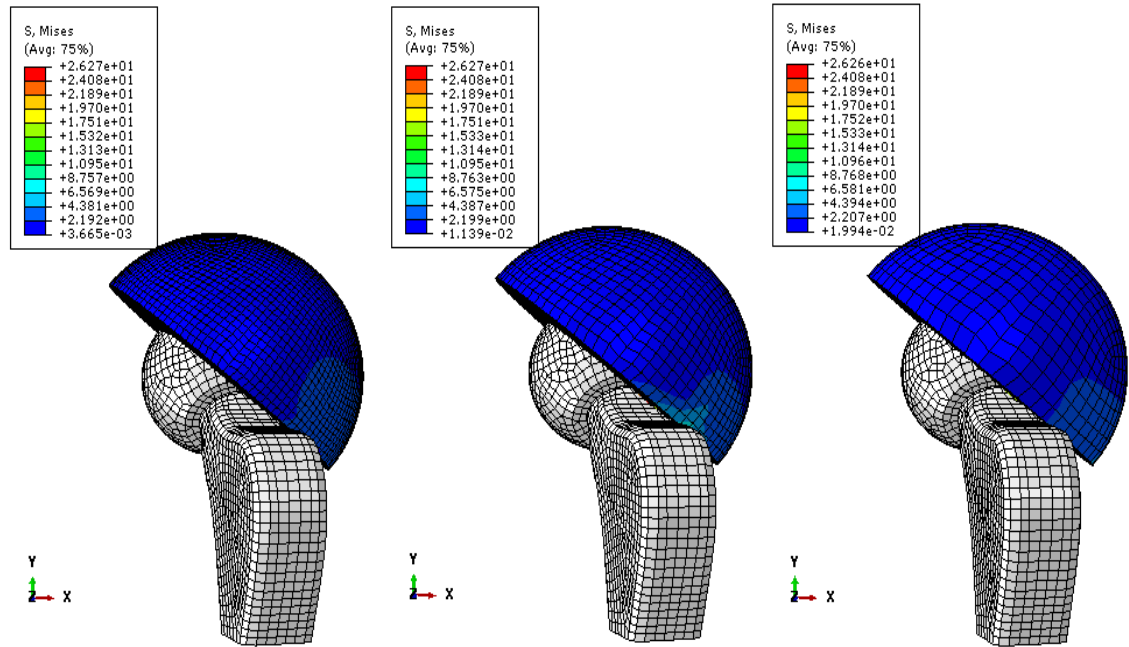


Figura 3.5. Modelo mallaado para un tamaño de elemento de 1, 1.5 y 2 mm

Para los diferentes tamaños de malla se obtuvieron los siguientes nodos y tiempo de cálculo:

Tamaño	Nodos Cabeza	Nodos Acetábulo	Tiempo
1	2372	39091	4h 13 min
1,5	2372	12663	14 min
2	2372	5145	5 min

Tabla 3.2. Tamaños de malla con los nodos y tiempo de cálculo obtenidos.

Dados los resultados de las tensiones en el acetábulo, se observa que utilizando la malla de 1 mm y la de 1,5 mm éstos apenas cambian. Además el coste computacional para la malla de 1 mm es muy alto en comparación con el de 1,5 mm, por lo que se decidió usar un tamaño de elementos de 1,5 mm.

### 3.2. Propiedades del material y no linealidad del problema simulado

La componente acetabular se simuló como polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE). Se le asignó un módulo elástico  $E=940$  MPa, un coeficiente de Poisson  $\nu=0.3$  y un límite de fluencia de 26,26 MPa, simulándose las propiedades plásticas del polietileno (Klues et al. 2007).

La cabeza y el vástago fueron simulados como una superficie rígida discreta debido a que el módulo elástico del titanio (105 – 120 GPa, dependiendo de la aleación) es notablemente superior al del polietileno y podemos despreciar su deformación con respecto a la del acetábulo.

En cuanto a las propiedades de contacto se asignó la cabeza y el cuello como superficies maestras y la semiesfera interna del acetábulo y la corona circular como superficie esclava. Se introdujo un comportamiento mecánico tangencial isótropo, con un coeficiente de fricción de 0.038 (Pedersen et al. 2005).

Los análisis realizados son altamente no lineales debido a los grandes desplazamientos, a la definición no lineal del material y al contacto entre componentes.

### 3.3. Condiciones de contorno y movimientos simulados

Como condiciones de contorno se impidió la traslación en los ejes X, Y y Z de la componente acetabular y de la cabeza de la componente femoral (ver ejes figura 3.5). También se restringió la rotación de la cabeza de la componente femoral en los ejes en los que no se aplicó el giro. Para las rotaciones internas y externas el giro se aplicó en el eje Y, y para la flexión en X. Todas las rotaciones se aplicaron en el punto de referencia del centro de la cabeza de la componente femoral (Figura 3.5).

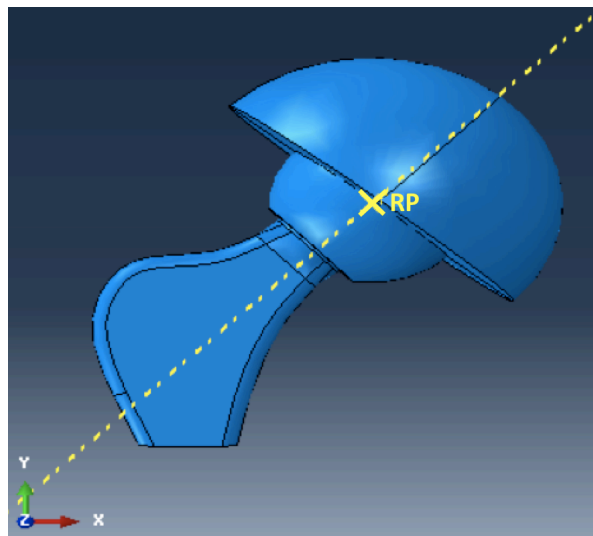


Figura 3.6. Modelo 3D de la prótesis con sus ejes de coordenadas. (RP: Reference Point)

Respecto a los ángulos de inclinación ( $\alpha$ ) y anteversión ( $\beta$ ) se establecieron según el área de seguridad clínica preestablecida (Lewinnek et al. 1978) (Inclinación  $\alpha=40^\circ\pm 10^\circ$ , Anteversión  $\beta=15^\circ\pm 10^\circ$ ) con valores de inclinación ( $\alpha$ ) de  $25^\circ$ ,  $40^\circ$  y  $60^\circ$  y anteversión ( $\beta$ ) de  $0^\circ$ ,  $15^\circ$  y  $25^\circ$  (Figura 3.6).

Para cada combinación de los factores anteriores se estudiaron dos posiciones, flexión de  $90^\circ$ , equivalente a que el paciente esté sentado y extensión de  $0^\circ$ , equivalente a la bipedestación. En cada una de ellas se analizó el efecto de la rotación externa e interna hasta que se producía el choque entre componentes y la luxación protésica (Figura 3.7).

Para cada una de las combinaciones anteriores se estudió el Rango de Movimiento (ROM) y el Momento Resistente (RM) hasta el choque y la luxación, así como la distribución de tensiones en la superficie del cotilo.

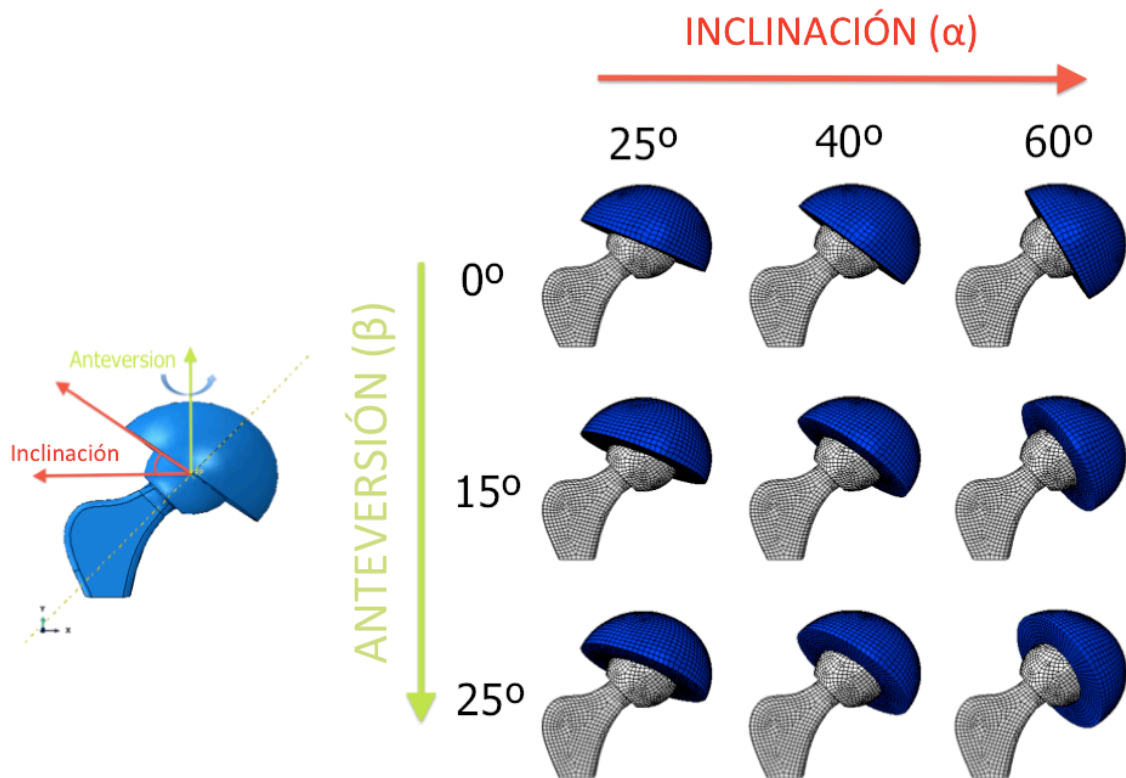


Figura 3.7. Modelos 3D de las posiciones simuladas de la prótesis (0°, 15° y 25° de anteversión y 25°, 40° y 60° de inclinación)

Para los casos de flexión, en alguna de las simulaciones se produjo el choque antes de realizar la flexión completa, por lo que se simuló el movimiento de flexión hasta el choque de las componentes.

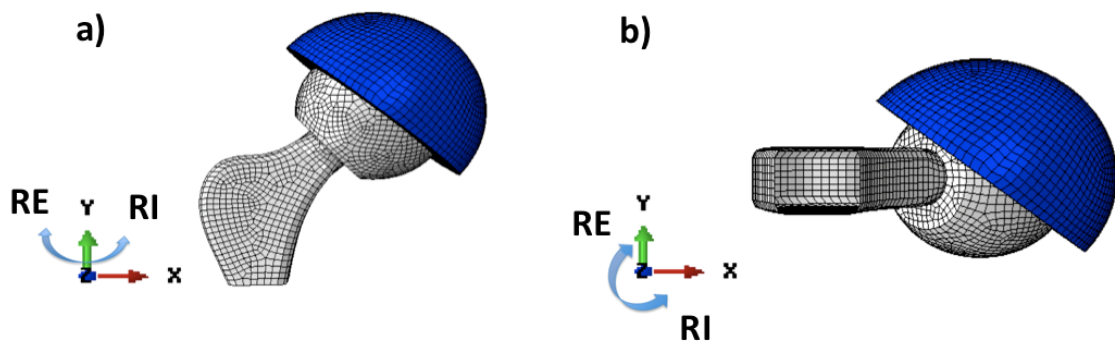


Figura 3.8. Modelos 3D de las rotaciones simuladas en la prótesis, (RE externa, RI interna) en extensión (a) y en flexión (b).

## 4. Resultados

### 4.1. Posición del acetábulo

Respecto a la posición del acetábulo, en las siguientes tablas veremos cómo varían los diferentes parámetros con los distintos ángulos, en el caso del paciente en extensión y en flexión.

#### Extensión

En primer lugar, tomando como ejemplo el tamaño de cabeza de 28 mm, veremos la variación del Momento Resistente (RM) en Nmm y el Rango de Movimiento (ROM) en grados ( $^{\circ}$ ) en el momento del choque (impingement) y de la luxación al aumentar el ángulo de inclinación (Tabla 4.1).

	$\alpha=25, \beta=0$	$\alpha=40, \beta=0$	$\alpha=60, \beta=0$
RM impingement	154,798	629,43	1692,63
RM luxación	2186,42	6755,13	12748,2
ROM impingement	118,8 $^{\circ}$	95,4 $^{\circ}$	75,6 $^{\circ}$
ROM luxación	142,434 $^{\circ}$	106,344 $^{\circ}$	84,024 $^{\circ}$

Tabla 4.1. Variación del RM (Nmm) y ROM ( $^{\circ}$ ) con el ángulo de inclinación. Ejemplo para la cabeza de 28 mm en extensión y rotación interna.

Con los datos de la tabla podemos ver que, al aumentar el ángulo de inclinación, aumenta el momento resistente tanto en el momento del choque como en el momento de la luxación. En cuanto al rango de movimiento, al aumentar la inclinación del acetábulo se observa una mayor restricción del movimiento hasta que se produce el choque y la posterior luxación.

En segundo lugar, vamos a ver cómo varían los mismos parámetros con el ángulo de anteversión, utilizando de nuevo el ejemplo de la cabeza de 28 mm (Tabla 4.2).

	$\alpha=25, \beta=0$	$\alpha=25, \beta=15$	$\alpha=25, \beta=25$
RM impingement	154,798	50,17	22,2
RM luxación	2186,42	1041,56	753,66
ROM impingement	118,8 $^{\circ}$	133,2 $^{\circ}$	138,6 $^{\circ}$
ROM luxación	142,434 $^{\circ}$	157,43	158 $^{\circ}$

Tabla 4.2. Variación del RM (Nmm) y ROM ( $^{\circ}$ ) con el ángulo de anteversión. Ejemplo para la cabeza de 28 mm en extensión y rotación interna.

Al contrario de lo que ocurría con el ángulo de inclinación, en este caso cuanto más aumentamos el ángulo de anteversión, el momento resistente disminuye y el rango de movimiento aumenta, aunque las diferencias no son tan notables como en el caso de la variación del ángulo de inclinación.



## Flexión

En la siguiente tabla se presenta un ejemplo para la cabeza de 36 mm en flexión, donde podemos ver los resultados opuestos a los obtenidos para la extensión (Tabla 4.3). Al aumentar el ángulo de inclinación, disminuye el momento resistente (Figura 4.1) y aumenta el rango de movimiento.

	$\alpha=25, \beta=25$	$\alpha=40, \beta=25$	$\alpha=60, \beta=25$
RM impingement	2543,76	2484,68	1914,79
RM luxa	26936,1	24747,2	19040,9
ROM impingement	14,4°	30,6°	52,2°
ROM luxa	21,78°	36°	56,74°

Tabla 4.3. Variación del RM (Nmm) y ROM (°) con el ángulo de inclinación. Ejemplo para la cabeza de 36 mm en flexión y rotación interna.

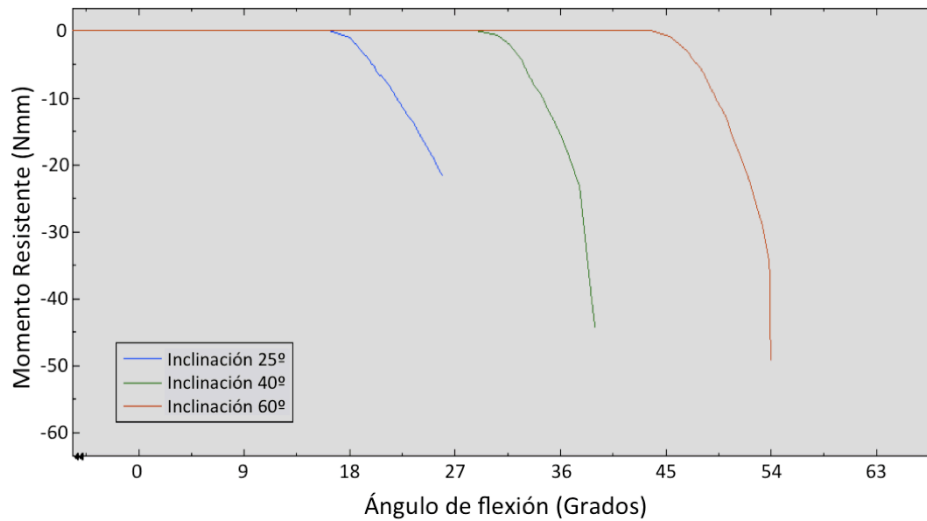


Figura 4.1. Variación del RM en la cabeza de 32 mm durante el movimiento de flexión con 25° de anteversión de la copa y 25°, 40° y 60° de inclinación.

En el caso del ángulo de anteversión, en este caso observamos la misma tendencia que en el caso del ángulo de inclinación en flexión (Tabla 4.4), a medida que aumenta el ángulo de anteversión, aumenta también el momento resistente (Figura 4.2) y el rango de movimiento.

	$\alpha=60, \beta=0$	$\alpha=60, \beta=15$	$\alpha=60, \beta=25$
RM impingement	806,1	2908,66	1914,79
RM luxa	13295,9	19040,9	26155,8
ROM impingement	32,4°	45°	52,2°
ROM luxa	38,11°	51,53°	56,74°

Tabla 4.4. Variación del RM (Nmm) y ROM (°) con el ángulo de anteversión. Ejemplo para la cabeza de 36 mm en flexión y rotación interna.

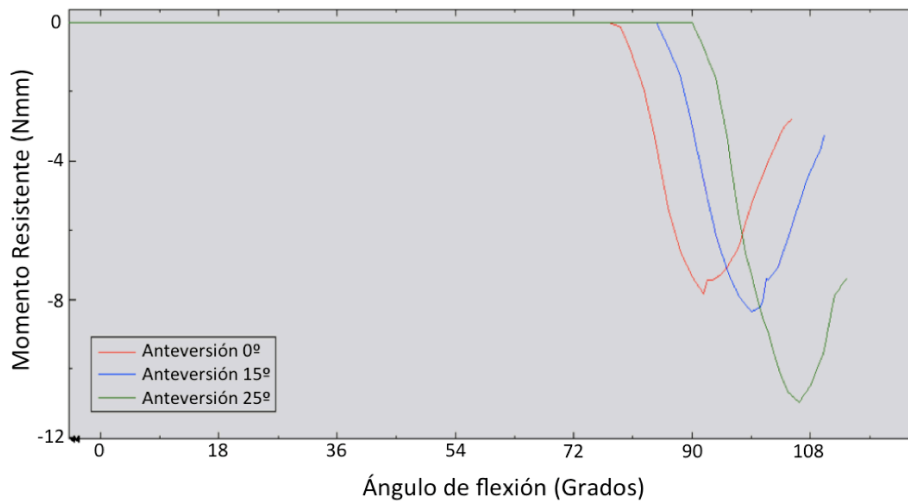


Figura 4.2. Variación del RM (Nmm) en la cabeza de 28 mm durante el movimiento de flexión con 25° de inclinación de la copa y 0°, 15° y 25° de anteversión.

De forma análoga se observa un comportamiento similar para las cabezas de 32 y 36 mm al variar los ángulos de inclinación y anteversión, tanto en extensión como en flexión (ver Anexo I).

Además de lo anterior, se observó que cuando la inclinación ( $\alpha$ ) del cotilo era de 25° independientemente del grado de anteversión ( $\beta$ ) se producía el choque entre componentes antes de alcanzar la flexión de 90°, por lo que ya no era necesario realizar las rotaciones. Esto ocurría con cualquier anteversión en la cabeza de 28 mm, sin embargo para la cabeza de 32 mm ya sólo se observaba en anteversión de 0° y 15°, y con la cabeza de 36 mm únicamente en anteversión de 0°.

En resumen, el análisis reveló dos posiciones opuestas que favorecían la luxación. Por un lado, cuanto mayor era la inclinación ( $\alpha$ ) y anteversión ( $\beta$ ) mayor era el riesgo de luxación anterior en extensión y rotación externa. Por el contrario, cuanto menor era la inclinación ( $\alpha$ ) y la anteversión ( $\beta$ ) mayor era el riesgo de luxación posterior en flexión y rotación interna. La cabeza de 28 mm fue la única que presentó una luxación anterior con las características anteriormente descritas, además de la luxación posterior que ocurrió también en las cabezas de 32 mm y 36 mm.

#### 4.2. Tamaño de la cabeza protésica

En cuanto al tamaño de la cabeza protésica, el ROM de choque (impingement) y de luxación fue proporcional tanto al grado de inclinación ( $\alpha$ ) y anteversión ( $\beta$ ) del cotilo como al mayor diámetro de la cabeza femoral, siendo menos frecuente la luxación en las cabezas más grandes o lo que es lo mismo ocurriendo en los grados de rotación más extremos, prácticamente al límite de la capacidad de movimiento de la articulación. En la siguiente gráfica podemos observar cuál es el rango de movimiento de la articulación hasta que se produce el choque y la posterior luxación (Figura 4.3).

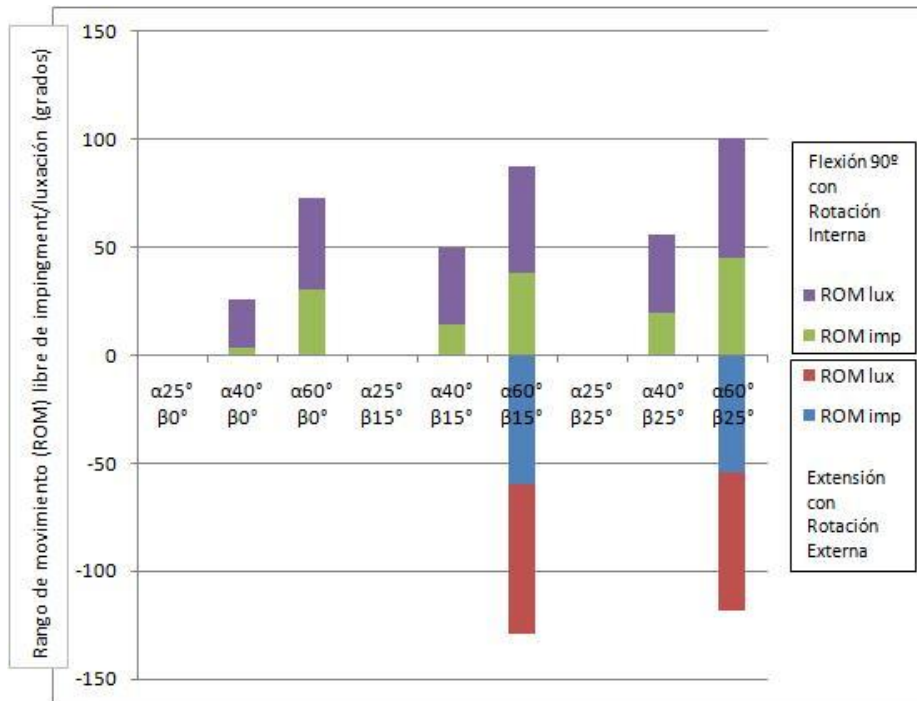


Figura 4.3. ROM libre de luxación según la inclinación ( $\alpha$ ) y la anteversión ( $\beta$ ) en la cabeza de 28 mm.

En los casos estudiados al realizar rotación interna en flexión, las combinaciones para las que no se representan las barras son los casos en los cuales no fue necesario simular el movimiento de rotación interna puesto que se produjo el choque antes de alcanzar la flexión completa de  $90^\circ$  (posición del paciente sentado), por lo que directamente podemos considerar el ROM nulo. En los casos de rotación externa en extensión, las barras no representadas pertenecen a los casos en los que la articulación nunca llegaba a chocar o los casos en los que el choque se produjo muy por encima de los límites fisiológicos de movimiento de la articulación.

En relación al RM se observó que aumentaba a medida que lo hacía el diámetro de la cabeza femoral si se consideraba la misma posición del cotilo. La misma relación se encontró entre el RM y la anteversión por un lado y el RM y la inclinación por otro. Considerando un solo tamaño de cabeza femoral y manteniendo constante la inclinación y la anteversión respectivamente, el RM y la anteversión/inclinación aumentaban de forma proporcional al diámetro de la cabeza femoral (Figura 4.4).

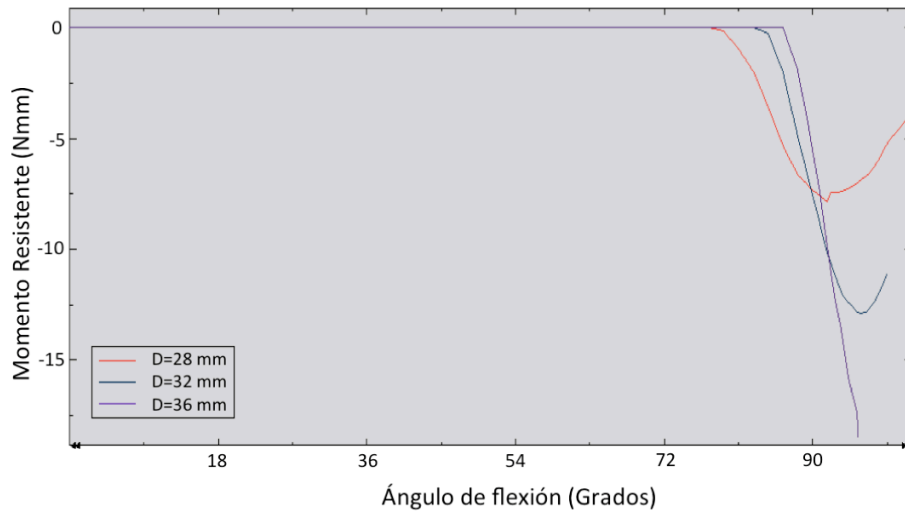


Figura 4.4. Variación del RM (Nmm) en los tres tamaños de cabeza (28, 32 y 36 mm) con el ángulo de flexión. La posición de la copa considerada es 25° de inclinación y 0° de anteversión.

Las tensiones en la superficie del cotilo en la zona de contacto del cuello durante el choque y la luxación fueron altas independientemente del tamaño de la cabeza, sin embargo en la zona de luxación de la cabeza femoral (“egress site”) fueron menores a medida que aumentaba el diámetro de la cabeza (Figura 4.5).

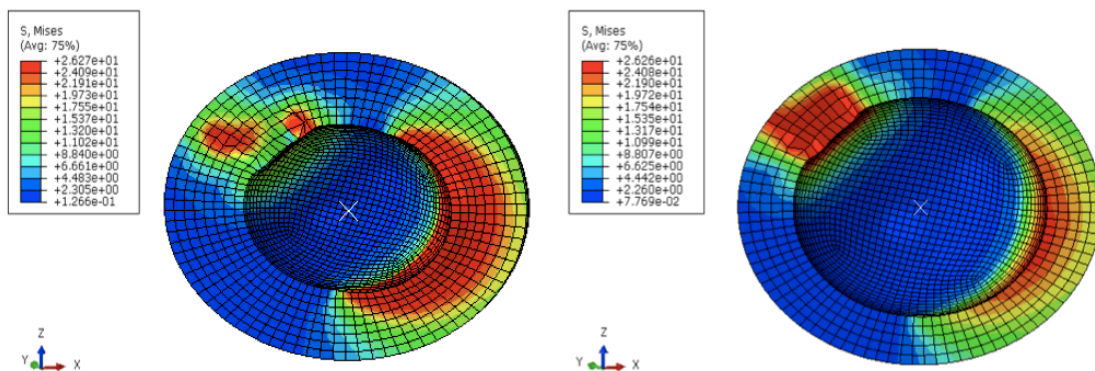


Figura 4.5. Distribución de tensiones (MPa) en el cotilo en el momento de la luxación en una cabeza de 28 mm (izquierda) y de 36 mm (derecha).

## 5. Conclusiones y líneas futuras

### 5.1. Conclusiones: Zona segura

Como hemos visto anteriormente, la luxación de una artroplastia total de cadera es una de las complicaciones más frecuentes en este tipo de cirugía, por lo que es fundamental establecer unos parámetros de seguridad de colocación, y de este modo reducir el problema y mejorar la calidad de vida de los pacientes. Tras establecer ciertas correlaciones con otros estudios clínicos y computacionales realizados con anterioridad, nuestras conclusiones fundamentales son las expuestas en los siguientes párrafos.

Con respecto a las dos posiciones opuestas que se revelaron como favorecedoras de la luxación (apartado 4.1) son muy acordes con los hallazgos encontrados en el estudio clínico y distintas publicaciones (Nishii et al 2004). Como se ha expuesto con anterioridad, por un lado, cuanto mayor era la inclinación y anteversión, mayor era el riesgo de luxación anterior en extensión y rotación externa. Estos mismos hallazgos fueron publicados por otros autores (Scifert et al. 2001), que consideraban que el aumento de la anteversión y la inclinación mejoraban la estabilidad protésica en cuanto a la luxación posterior, aunque predisponían a la luxación anterior y al desgaste. En un estudio más reciente (Kluess et al. 2007) hacen esta misma afirmación tras la simulación mediante elementos finitos de una artroplastia total de cadera. Según nuestra simulación el cotilo debería estar situado en una **inclinación de entre 40° - 60°** y una **anteversión de 15° - 25°** (Figura 5.1).

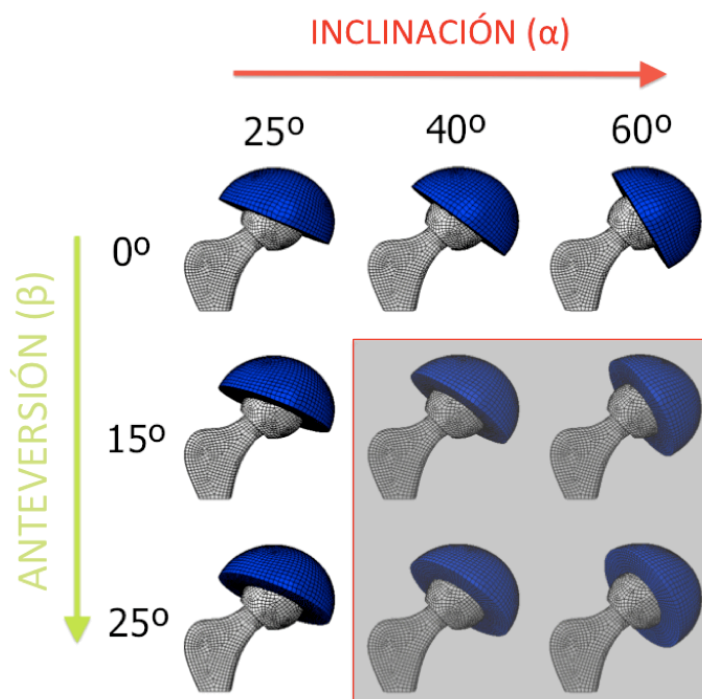


Figura 5.1. Zona segura establecida según nuestros modelos computacionales

El rango de movimiento de “impingement” (choque) y de luxación fue proporcional al mayor diámetro de la cabeza femoral, siendo menos frecuente la luxación en las cabezas más grandes o lo que es lo mismo ocurriendo en los grados de rotación más extremos. En relación con el diámetro de la cabeza existen muchas publicaciones clínicas (Amelie et al. 2010) y computacionales (Scifert et al. 2001) que apoyan la mayor estabilidad de las cabezas grandes. La importancia del mayor diámetro de la cabeza femoral para la estabilidad protésica también se observa al analizar el Momento Resistente (RM), que aumentaba a medida que lo hacía el diámetro de la cabeza femoral. Un RM alto implica más estabilidad, más resistencia a la luxación. Distintas publicaciones también han presentado estos resultados respecto al momento resistente (Kluess et al. 2007; Scifert et al. 2011).

Respecto a la distribución de tensiones en la superficie del cotilo durante el choque y la luxación se observó que independientemente del tamaño de la cabeza todas las tensiones eran altas en la zona del choque del cuello, sin embargo en la zona de luxación de la cabeza femoral (“egress site”) eran menores a medida que aumentaba el diámetro de la cabeza. Estos hallazgos sugieren que las cabezas de mayor tamaño pueden ocasionar menor desgaste del polietileno, factor que va asociado a inestabilidad por la mayor penetración de la cabeza femoral en el componente acetabular favoreciendo el choque del cuello protésico y por la formación de granulomas a partir de las partículas de polietileno que condicionarán el aflojamiento e incluso la migración del componente acetabular.

Como conclusión final, el modelo paramétrico 3D de EF desarrollado en este TFG se ha utilizado y se podrá utilizar en un futuro para predecir la posible luxación de la cadera bajo un amplio rango de condiciones.

## 5.2. Futuras líneas de investigación

En cuanto a posibles mejoras a realizar en nuestro modelo de elementos finitos, éstas podrían ser:

- Considerar el hueso y/o partes blandas de la cadera: En este trabajo se han despreciado las partes blandas y el hueso, pero sería una mejora importante tener en cuenta ambos aspectos. Por un lado los tejidos blandos (músculos, tendones, etc.) van a restringir el movimiento de la cadera e impedirá en cierto modo su luxación. Por otro lado, según la estructura ósea del paciente, el hueso puede hacer que el choque se produzca antes que con el propio implante, por lo que sería un factor interesante para tener en cuenta en nuestro modelo.
- Estudiar otros factores del implante, como por ejemplo el vuelo femoral (offset), la relación tamaño de cabeza-cuello o distintas geometrías de implante.

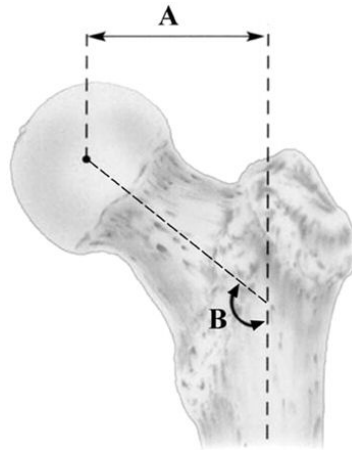


Figura 5.1. Offset femoral (A)

- Simulación de los movimientos más críticos para la luxación de una prótesis de cadera, como por ejemplo el movimiento de sentarse y levantarse de un asiento de poca altura, cruzar las piernas en flexión (sentado), agacharse en flexión, agacharse en extensión (de pie), girar lateralmente el cuerpo y girar estando tumbado con una rodilla flexionada.

## 6. Referencias

### 6.1. Artículos

[1] Mark E. Nadzadi, Douglas R. Pedersen, H. John Yack, John J. Callaghan, Thomas D. Brown. Kinematics, kinetics, and finite element analysis of commonplace maneuvers at risk for total hip dislocation. *Journal of Biomechanics* 36 (2003) 577–591

[2] Blom AV, Rogers M, Taylor AH, Pattison G, Whitehouse S, Bannister GC. Dislocation following total hip replacement: the Avon Orthopaedic Centre experience. *Ann R Coll Surg Engl.* 2008;90:658-62.

[3] Daniel Kluess, Heiner Martin, Wolfram Mittelmeier, Klaus-Peter Schmitz, Rainer Bader. Influence of femoral head size on impingement, dislocation and stress distribution in total hip replacement. *Medical Engineering & Physics* 29 (2007) 465–471

[4] D.R. Pedersen, J.J. Callaghan, T.D. Brown. Activity-dependence of the “safe zone” for impingement versus dislocation avoidance. *Medical Engineering & Physics* 27 (2005) 323–328

[5] Lewinnek GE, Lewis JL, Tarr R, Compere CL, Zimmerman JR. Dislocation after total hip-replacement arthroplasties. *J Bone Joing Surg Am.* 1978;60:217-20

[6] Nishii T, Sugano N, Miki H, Koyama T, Takao M, Yoshikawa H. Influence of component positions on dislocation: computed tomographic evaluations in a consecutive series of total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2004;19:162-6.

[7] Scifert CF, Noble PC, Brown TD, Bartz RL, Kadakia N, Sugano N, Johnston RC, Pedersen DR, Callaghan JJ. Experimental and computational simulation of total hip arthroplasty dislocation. *Orthop Clin North Am.* 2001;32:553-67.

[8] Amelie EHØvik Ø, Reikerås O. Dislocation after total hip arthroplasty with 28 and 32 mm femoral head. *J Orthop Traumatol.* 2010;11:111-5.

### 6.2. Páginas web

#### Información

[http://www.consumer.es/web/es/salud/problemas\\_de\\_salud/2012/05/25/209803.php](http://www.consumer.es/web/es/salud/problemas_de_salud/2012/05/25/209803.php)

<http://www.abc.es/20120427/espana/abci-luxacion-201204271258.html>

<http://www.bluejaygallery.com/download/AnatomiaBasicaCadera.pdf>

<http://www.monografias.com/trabajos63/anatomia-cadera/anatomia-cadera.shtml>

[http://www.abchospital.com/cae/centro-de-ortopedia-y-traumatologia/Artoplastia\\_de\\_cadera.pdf](http://www.abchospital.com/cae/centro-de-ortopedia-y-traumatologia/Artoplastia_de_cadera.pdf)



<http://www.zimmer.com/es-ES/pc/article/total-hip-replacement.jspx>

<http://artroplastia-de-cadera.blogspot.com.es/>

### **Imágenes**

<http://www.femurcorto.com/img/femur.gif>

<http://orthoinfo.aaos.org/figures/A00682F03.jpg>

<http://www.clinicardelacerda.com/imagenes/UNlCadera05.jpg>

## Anexo I. Resultados de cálculo

D cabeza	<b>28</b>	$\alpha=25, \beta=0$	$\alpha=40, \beta=0$	$\alpha=60, \beta=0$	$\alpha=25, \beta=15$	$\alpha=40, \beta=15$	$\alpha=60, \beta=15$	$\alpha=25, \beta=25$	$\alpha=40, \beta=25$	$\alpha=60, \beta=25$
Ext. RI	RM imping	154,798	629,43	1692,63	50,17	262,19	817,42	22,2	83,28	123,96
	RM luxa	2186,42	6755,13	12748,2	1041,56	5320,6	7719,05	753,66	4472,07	5136,28
	ROM imping	118,8°	95,4°	75,6°	133,2°	111,6°	90°	138,6°	118,8°	103,5°
	ROM luxa	142,434°	106,344°	84,024°	157,43	121,662°	99°	158°	128,66°	114,22°
Ext. RE	RM imping	154,798	629,43	1692,63	25,07	200,62	297,9	26,38	42,15	291,45
	RM luxa	2186,42	6755,13	12748,2	3703,97	12000,5	15865,6	7388,2	20445,5	76900
	ROM imping	118,8°	95,4°	75,6°	104,4°	81°	59,85°	88,2°	68,4°	54°
	ROM luxa	142,434°	106,344°	84,024°	127,44°	91,71°	69,03°	108°	78,7°	64,3°
Flex. RI	FLEXIÓN		796,63	345,86	FLEXIÓN	759,79	483,3	FLEXIÓN	1354,89	683,35
			26175,4	25545,4		22878,3	32595,4		31075,6	26077
	RM imping	144,34	3,6°	30,6°	722,49	14,4°	37,8°	1578,25	19,8°	45°
	RM luxa	2751,89	21,94°	42,55°	3235,38	35,69°	49,57°	10976,7	35,78°	55,76°
Flex. RE	ROM imping	79,2°	343,65	342,16	86,4°	147,3	202,03	91,8°	90,1	131,3
	ROM luxa	105,25°	23900,6	64238,9	110,178°	12396,2	9255,42	113,4°	17884,5	4965,85
			104,4°	89,33°		115,2°	99,34°		121,05°	104,85°
			122,42°	101,95°		138,6°	110,75°		137,34°	116,6°

RI: Rotación interna.

RE: Rotación externa.

RM: Momento resistente (Nmm).

ROM: Rango de movimiento.

\* Las columnas coloreadas en rosado con el título "FLEXIÓN" corresponden a los casos estudiados en los que el choque (impingement) se produjo antes de alcanzar la flexión de 90°, por lo que los resultados mostrados son los obtenidos al realizar el movimiento de flexión y no los movimientos de rotación interna o externa.

D cabeza	<b>32</b>	$\alpha=25, \beta=0$	$\alpha=40, \beta=0$	$\alpha=60, \beta=0$	$\alpha=25, \beta=15$	$\alpha=40, \beta=15$	$\alpha=60, \beta=15$	$\alpha=25, \beta=25$	$\alpha=40, \beta=25$	$\alpha=60, \beta=25$
Ext. RI	RM imping	304,29	1159,79	1458,48	108,4	515,9	734,5	37,53	66,41	123,1
	RM luxa	1833,37	7373,96	8057,1	424,9	4017,08	3449,27	7262,6	2195	3548
	ROM imping	131,4°	102,6°	84,6°	145,8°	117°	100,13°	151,2°	122,4°	96,5°
	ROM luxa	152,35°	109,64°	91,8°	167,37°	124,63°	106,2°	159,4°	128,7°	103,36°
Ext. RE	RM imping	304,29	1159,79	1458,48	21,25	255	444,91	127,1	2255,7	539,8
	RM luxa	1833,37	7373,96	8057,1	3938,67	10725,3	12640,6	20602	12279	13564
	ROM imping	131,4°	102,6°	84,6°	115,2°	86,4°	70,2°	66,6°	68,4°	68,85°
	ROM luxa	152,35°	109,64°	91,8°	137,36°	94,63°	76,43°	75,42°	75,96°	75,89°
Flex. RI	FLEXIÓN		2128,4	1482,02	FLEXIÓN	4270,58	4614,43	4593,2	4505,12	4241,64
			25931,5	48480,7		38948,9	49351,4	21758,7	44467,5	49307,6
	RM imping	245,32	9°	28,8°	1200,93	18°	41,4°	18°	30,6°	44,33°
	RM luxa	11115,2	19,42°	38,14°	11880,3	33,28°	51,39°	25,96°	38,92°	53,96°
Flex. RE	ROM imping	84,6°	743,37	1032,53	91,8°	288,73	500,46	5,31	54,09	100,84
	ROM luxa	99°	23304,8	25872,2	105,93°	26544,3	18804,1	14889,6	16391,8	17119,8
			109,8°	88,65°		120,6°	103,05°	142,2°	124,2°	99,45°
			119,54°	97,79°		134,8°	112,99°	151,88°	133,02°	109,2°

RI: Rotación interna.

RE: Rotación externa.

RM: Momento resistente (Nmm).

ROM: Rango de movimiento.

\* Las columnas coloreadas en rosado con el título "FLEXIÓN" corresponden a los casos estudiados en los que el choque (impingement) se produjo antes de alcanzar la flexión de 90°, por lo que los resultados mostrados son los obtenidos al realizar el movimiento de flexión y no los movimientos de rotación interna o externa.

D cabeza	<b>36</b>	$\alpha=25, \beta=0$	$\alpha=40, \beta=0$	$\alpha=60, \beta=0$	$\alpha=25, \beta=15$	$\alpha=40, \beta=15$	$\alpha=60, \beta=15$	$\alpha=25, \beta=25$	$\alpha=40, \beta=25$	$\alpha=60, \beta=25$
Ext. RI	RM imping	278,25	506,79	1071,98	161,36	1516,51	711,47	136,1	401,23	969
	RM max	889	5618,45	5789,54	1739	3376	1470,92	2124,89	719,57	11705
	ROM imping	151,2°	108°	88,2°	162°	122,4°	103,73°	162°	129,6°	41,4°
	ROM luxa	360°	112,32°	92,93°	360°	127,3°	106,57°	171,88°	133,63°	45,5°
Ext. RE	RM imping	278,25	506,79	1071,98	501,34	1618,52	1841,33	649,69	2631,23	1769
	RM luxa	889	5618,45	5789,54	1345,69	5928,4	9328,12	13694,4	9656,18	11062
	ROM imping	151,2°	108°	88,2°	136,8°	93,6°	72°	95,4°	77,4°	65,93°
	ROM luxa	360°	112,32°	92,93°	360°	97,27°	77,94°	107,12°	83°	70,7°
Flex. RI	FLEXIÓN		1503,84	806,1	2846,54	2953,,74	2908,66	2543,76	2484,68	1914,79
			31955	13295,9	16710,7	43170	26155,8	24936,1	26747,2	19040,9
	RM imping	1914	12,6°	32,4°	3,6°	21,6°	45°	14,4°	30,6°	52,2°
	RM luxa	18518	18,97°	38,11°	23,42°	30,6°	51,53°	21,78°	36°	56,74°
Flex. RE	ROM imping	88,2°	3039,49	2530,68	186,72	824,17	1143,52	466,19	923,29	1093,55
	ROM luxa	95,5°	43133	10998,9	9506,6	36937	12428,1	15504,5	13489,5	6079,94
			111,6°	91,8°	135°	124,2°	106,65°	143,1°	129,6°	108°
			119,7°	98,01°	158,89°	132,79°	113,02°	151,11°	134,4°	113,76°

RI: Rotación interna.

RE: Rotación externa.

RM: Momento resistente (Nmm).

ROM: Rango de movimiento.

\* Las columnas coloreadas en rosado con el título "FLEXIÓN" corresponden a los casos estudiados en los que el choque (impingement) se produjo antes de alcanzar la flexión de 90°, por lo que los resultados mostrados son los obtenidos al realizar el movimiento de flexión y no los movimientos de rotación interna o externa.