



**Universidad
Zaragoza**



Escuela
Universitaria
Ingeniería
Técnica
Industrial
ZARAGOZA

PROYECTO FIN DE CARRERA

**ESTUDIO DEL EFECTO DEL ESPESOR DEL CEMENTO EN PROTESIS DE
RECUBRIMIENTO DE CADERA CEMENTADA (O DE SUPERFICIE)**



Realizado por:

Carlos Longares Rubio

Dirigido por:

M^a Ángeles Pérez

He de expresar mi profundo agradecimiento a todas aquellas personas que me han ayudado durante todo el transcurso de la carrera.

*

A mi familia, por su apoyo y empuje incondicional.

*

A mis compañeros y amigos.

*

A M^a Ángeles Pérez, directora de proyecto, por su trabajo y paciencia, cuya importancia ha sido vital en el desarrollo del mismo.

Zaragoza, Febrero de 2011

Carlos Longares Rubio

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN.

1.1. La biomecánica	8
1.2 Objetivo del proyecto	10
1.3 Descripción del proyecto	10

CAPÍTULO 2. ARTROPLASTIA DE CADERA.

2.1. Articulación de la cadera.....	13
2.1.1 La cadera	13
2.1.2. El fémur.....	16
2.1.2.1. Partes del fémur.	17
2.1.2.2. Epífisis o extremo superior.	17
2.1.2.3. Diáfisis femoral	19
2.1.2.4. Extremo distal	20
2.1.2.5. Composición Interna.....	21
2.1.2.6. Transmisión de cargas	23
2.2. Fracturas de cadera.	24
2.2.1. Tipos y clasificación de fracturas de cadera.....	25
2.2.2. Patogenia.	27
2.3. Prótesis de cadera.	29
2.3.1. Artroplastia total de cadera.....	30
2.3.1.1. Técnica quirúrgica.....	31
2.3.1.2. Posibles complicaciones.....	32
2.3.2. Prótesis cementadas.....	33
2.3.2.1. El cemento.....	35
2.4. Prótesis de superficie.....	36
2.4.1. Partes de las prótesis de superficie.....	38
2.4.2. Inconvenientes.....	39

CAPÍTULO 3. MATERIALES Y MÉTODOS.

3.1. Método de elementos finitos.....	42
3.1.1. Descripción matemática del método.....	43
3.1.2. Características del MEF. Concepto de nodo y elemento.....	46
3.1.3. Planteamiento elemental.....	48
3.1.4. Ensamblaje y resolución del sistema de ecuaciones.....	50
3.1.5. Condiciones de convergencia.....	52
3.1.6. Condiciones necesarias.....	53
3.1.7. Condiciones deseables.....	53
3.1.8. Condiciones generales.....	54
3.1.9. Procesos de cálculo de un programa de elementos finitos.....	54
3.2. Descripción del modelado.....	56
3.2.1. Modelo geométrico. Partes principales.....	56
3.2.2. Grupos de elementos. Grupos de nodos.....	59
3.3. Propiedades de los materiales.....	60
3.4. Definición de los contactos.....	60
3.5. Definición de las cargas y condiciones de contorno.....	61

CAPÍTULO 4. RESULTADOS.

4.1. Introducción.....	64
4.2. Convergencia, densidad ósea y deformación equivalente.....	64
4.2.1. Estudio de la convergencia.....	64
4.2.2. Mapas de densidad ósea.....	66
4.2.2.1. Mapa de densidad ósea previa a la incorporación de la prótesis.....	66
4.2.2.2. Mapa de densidad ósea considerando todo unido salvo el vástago de la prótesis con el hueso que están sueltos.....	67
4.2.2.3. Mapa de densidad ósea incorporando el contacto entre cemento y prótesis con fricción.....	70
4.2.2.4. Mapa de densidad ósea incorporando el contacto entre cemento y prótesis y cemento y hueso con fricción.....	71

4.2.3. Deformación equivalente.....	72
4.2.3.1. Deformación equivalente del fémur previa a la incorporación de la prótesis.....	72
4.2.3.2. Deformación equivalente del fémur considerando todo unido salvo el vástago de la prótesis con el hueso que están sueltos	73
4.2.3.3. Deformación equivalente del fémur incorporando el contacto entre cemento y prótesis con fricción.....	76
4.2.3.4. Deformación equivalente del fémur incorporando el contacto entre cemento y prótesis y cemento y hueso con fricción...	77
4.3. Cambio de densidad mineral del hueso.....	78
4.3. 1. Porcentaje de cambio de BMD tomando todo unido salvo el vástago y el hueso.....	80
4.3.1.1. Con un espesor del cemento de 0.25 mm.....	80
4.3.1.2. Con un espesor del cemento de 1 mm.....	81
4.3.1.3. Con un espesor del cemento de 3 mm.....	82
4.3. 2. Porcentaje de cambio de BMD incorporando el contacto entre cemento y prótesis con fricción	83
4.3. 3. Porcentaje de cambio de BMD incorporando los contactos entre cemento y prótesis y cemento y hueso con fricción	84
4.4. Comparación de los porcentajes de cambio de BMD de todos los espesores de cemento para cada región tomando todos los contactos unidos.....	85
4.5. Comparación de los porcentajes de cambio de BMD del espesor del cemento 1 mm para cada región tomando diferentes situaciones de contacto entre elementos.....	86

CAPÍTULO 5. CONCLUSIONES Y LINEAS FUTURAS.

5.1. Conclusiones.....	90
5.2. Líneas futuras.....	92

1. INTRODUCCIÓN

CAPITULO 1

INTRODUCCIÓN

Los nuevos equipos de biomecánica y su elevado desarrollo tecnológico, están dando lugar a aportaciones innovadoras en los últimos años que están facilitando la medición objetiva de las situaciones funcionales de los pacientes, tanto del ámbito sanitario, deportivo o ergonómico-laboral.

Las pruebas de biomecánica nos permiten analizar movimientos que hasta no hace mucho tiempo era completamente imposible de cuantificar y que gracias a una formación específica para manejarlos adecuadamente, nos permiten conocer cuál es la funcionalidad del sujeto.

Diferentes profesionales del ámbito de la salud, del deporte, del derecho y de la ingeniería tienen áreas de conocimiento que convergen en la necesidad de ser formados específicamente en los nuevos avances de medición en las tecnologías vinculadas a la biomecánica. De este modo en sus diferentes ámbitos profesionales, pueden aplicar las herramientas que la biomecánica aporta a través de los nuevos equipos y tecnología.

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 tiene un gran desarrollo en relación con las aplicaciones de la ingeniería a la medicina, la bioquímica y el medio ambiente, tanto a través de modelos matemáticos para el conocimiento de los sistemas biológicos como en lo que respecta a la realización de partes u órganos del cuerpo humano y también en la utilización de nuevos métodos diagnósticos.

La aplicación de la biomecánica ha ayudado a resolver problemas clínicos en el sistema cardiovascular con la invención de válvulas de corazón, máquinas para asistencia cardiaca, circulación extracorpórea, diálisis, etc. Son tan sólo algunos ejemplos de las numerosas posibilidades que la biomecánica nos ofrece en la actualidad para plantear y resolver problemas relacionados con la mejora de la salud y de la calidad de vida.

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...).

Debido al envejecimiento de la población y al aumento de los accidentes de tráfico, uno de los grandes retos a los que se enfrentan tanto médicos como ingenieros es la mejora en diseños de prótesis. La incorporación en un hueso fracturado de un implante, ya sea provisional o definitivo, produce una redistribución de tensiones que afectan a las propiedades del hueso modificándolas.

Uno de los objetos principales de los cirujanos es el de conseguir la menor alteración posible del comportamiento estructural del miembro afectado, pero la inclusión de elementos con rigideces distintas, elementos de unión y el reacondicionamiento completo de la zona de fractura hacen prácticamente imposible lograr este objetivo de forma completa.

La aparición de pérdidas óseas, el aflojamiento entre implante y hueso, y la falta de estabilización de la fractura son efectos importantes como consecuencia de la inclusión de un implante protésico.

El desarrollo de técnicas de simulación por ordenador del comportamiento de huesos y tendones hace posible conocer de forma más aproximada cuál será la respuesta del hueso a largo plazo. Este tipo de técnica ha adquirido gran importancia en las dos últimas décadas. Esta simulación se puede realizar también de forma individual y personalizada, teniendo en cuenta las características propias del órgano de cada persona. Este tipo de simulaciones ayudan a los médicos a elegir entre un tratamiento quirúrgico o proceder a la inmovilización del hueso, tipo de estabilización, así como elegir entre diversas prótesis existentes en el mercado.

Es importante señalar que el uso de técnicas computacionales, aunque sean más rentables, no pueden sustituir completamente a las técnicas experimentales. Los resultados obtenidos mediante sistemas informáticos deben ser, en cualquier caso, validados con ensayos en laboratorio.

1.2. OBJETIVO DEL PROYECTO.

El trabajo que se va a presentar en este proyecto fin de carrera es el estudio de prótesis de superficie cementadas. Se va a estudiar la influencia que tiene la capa de cemento variando su grosor sobre el proceso de remodelación ósea.

Se va a realizar la simulación de la prótesis de superficie con capas de cemento de 0.25, 1 y 3 milímetros de grosor, en distintas condiciones de las uniones de las interfaces cemento-prótesis y hueso-cemento.

El objetivo final es el de comparar la variación de densidades del fémur a lo largo del tiempo para los diferentes casos que anteriormente hemos nombrado.

1.3. DESCRIPCIÓN DEL PROYECTO.

El proyecto se compone de 5 capítulos, a continuación se realiza una breve descripción de cada uno de los capítulos restantes:

En el Capítulo 2 se hace una descripción detallada de la articulación de la cadera y sus fracturas, y de las prótesis de cadera y de superficie.

En el Capítulo 3 se realiza una introducción al método de los elementos finitos y un resumen de los pasos seguidos para el proceso de desarrollo de los modelos de elementos finitos, condiciones de carga, condiciones de contorno y método de análisis.

En el Capítulo 4 se presentan los resultados obtenidos para los diferentes casos estudiados.

En el Capítulo 5 se detallan las conclusiones más importantes y próximas líneas futuras de investigación.

2. ARTROPLASTIA DE CADERA

CAPITULO 2

ARTROPLASTIA DE CADERA

En este capítulo nos centraremos en la descripción detallada de la articulación de la cadera, del fémur en su composición y partes, de las posibles fracturas y sus factores, de la transmisión de cargas, de ligamentos y músculos, así como de los tipos de prótesis de cadera: artroplastia total de cadera y prótesis de superficie y los componentes que se implantan en cada una de ellas.

2.1. ARTICULACIÓN DE LA CADERA

2.1.1. LACADERA

La cadera es una de las articulaciones más estables del cuerpo debido a que debe soportar el peso del cuerpo, también se ocupa de transmitir las cargas y permitir la movilidad de las extremidades inferiores. En la articulación de la cadera, llamada en términos médicos articulación coxo-femoral, (*ver figura 2.1*) se ponen en contacto el acetábulo coxal y la cabeza del fémur, llamada cabeza femoral. Es una articulación esferoide que permite grandes movimientos, que están bastante restringidos y limitados a la extensión y flexión.

Para que el acetábulo acoja mejor a la cabeza del fémur, el borde del acetábulo está ampliado y presenta un labio acetabular, que es de carácter cartilaginoso y que aumenta su superficie.

En la siguiente imagen se puede observar un detalle simple de la articulación de la cadera.

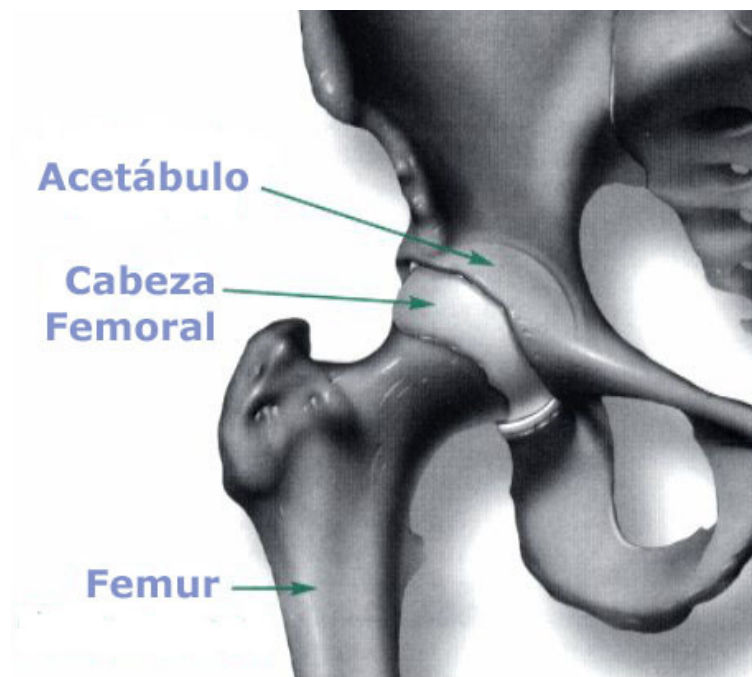


Figura 2.1. Articulación coxo-femoral.

Acetábulo o cavidad cotiloidea del coxal (cara externa del Coxal): ubicada en la cara externa del hueso, presenta una parte articular en forma de medialuna y una parte no articular que es el trasfondo de la cavidad.

Cabeza y cuello del fémur: superficie convexa, corresponde a dos tercios de esfera. En su centro presenta la fosita del ligamento redondo para la inserción de dicho ligamento. La cabeza se mantiene unida a la diáfisis a través del cuello femoral, el cual está orientado hacia arriba, adentro y adelante.

La estabilidad de la articulación de la cadera se consigue en gran parte a la presencia de un gran número de ligamentos que se enumeran y escriben a continuación (*ver figura 2.2.*):

Ligamento redondo: va desde la fovea capitis llamada fosita del ligamento redondo en la cabeza del fémur hasta el fondo del acetábulo. Este es el ligamento que mantiene unida la articulación.

Ligamento iliofemoral o también llamado ligamento de Bigelow: un potente ligamento que sale de la Espina Ilíaca Anterior Inferior del hueso coxal y tiene dos porciones que se insertan en la línea intertrocantérea anterior del fémur (tiene forma de “Y”). Es considerado el ligamento más fuerte del cuerpo humano.

Ligamento pubofemoral: como su nombre lo indica, sale de la rama superior del pubis y se inserta, levemente por debajo del anterior, de modo que al entrecruzarse dan la apariencia de una “Z”. Funciona como un refuerzo de la parte inferior de la articulación.

Ligamento isquiofemoral: Sale del isquion y se inserta en la fosita digital del acetábulo en el fémur.

Ligamento anular: llamada anular (anillo) porque rodea el manguito de la cápsula articular.

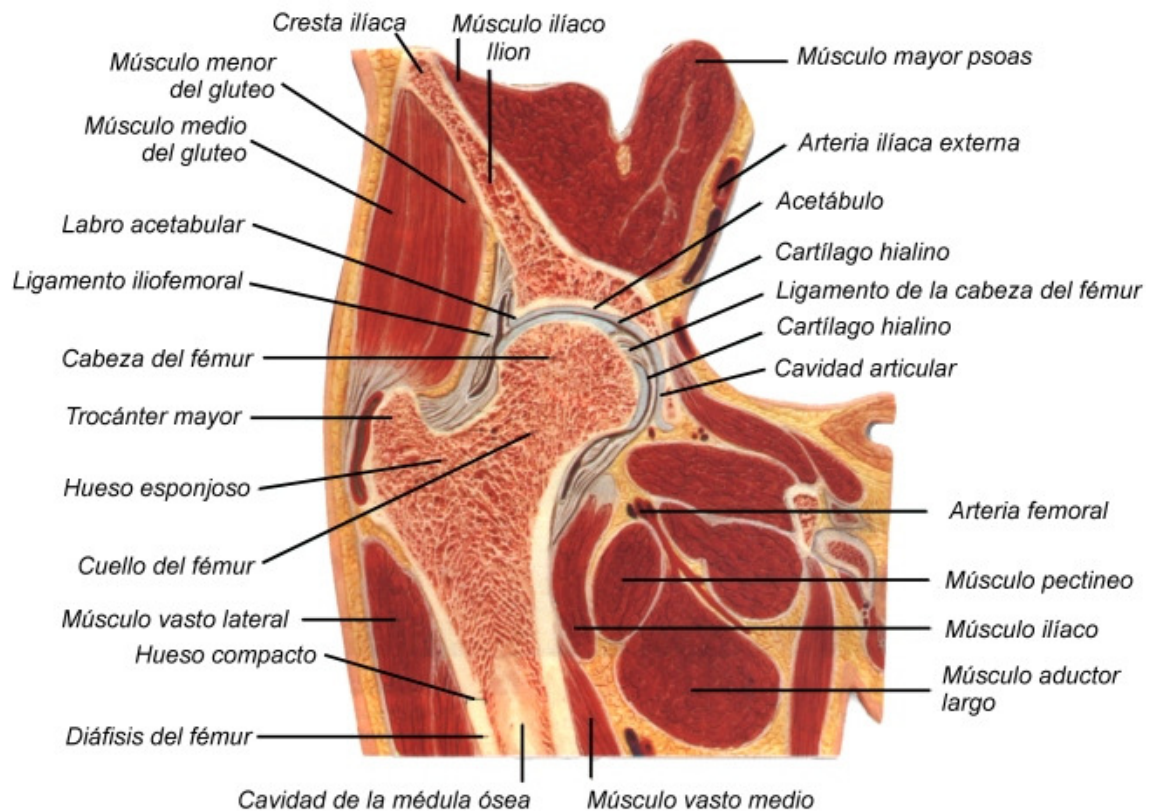


Figura 2.2. Imagen detallada de la anatomía de la articulación de la cadera.

A continuación se enumeran los músculos pertenecientes a la articulación de la cadera agrupados según el tipo de movimiento del que se ocupa cada músculo (Ver figura 2.2):

Extensión: glúteo mayor e isquiotibiales (bíceps crural, semitendinoso y semimembranoso).

Flexión: Recto anterior del cuádriceps, psoas ilíaco, sartorio y tensor de la fascia lata.

Abducción: Glúteo medio, glúteo menor, tensor de la fascia lata.

Aducción: adductor mayor, adductor medio, adductor menor, recto interno y pectíneo.

Rotación externa: Gémino superior, gémino inferior, obturador interno, obturador externo, piramidal de la pelvis y cuadrado crural o cuadrado lumbar.

Rotación interna: tensor de la fascia lata, glúteo menor y glúteo medio.

La articulación de la cadera permite los siguientes rangos de movimientos:

- Flexión activa con la rodilla extendida a 90°.
- Flexión activa con la rodilla flexionada a 120°.
- Flexión pasiva con la rodilla flexionada a 145°.
- Extensión activa 10° ó 20°, dependiendo si la rodilla está en flexión o extensión.
- Extensión pasiva 20° o 30°, dependiendo si la rodilla está en flexión o extensión.
- Abducción 45°.
- Aducción 30°.
- Rotación interna 35°.
- Rotación externa 15°.

2.1.2. EL FEMUR

El fémur es el hueso del muslo, el segundo segmento del miembro inferior. Es el hueso más largo, fuerte y voluminoso del cuerpo. Se encuentra debajo del glúteo y por detrás del cuádriceps.

Presenta una ligera curvatura de concavidad posterior, y en el esqueleto se dispone inclinado hacia abajo y adentro, oblicuidad que resulta más notable en el caso de la mujer por la mayor separación entre las cavidades cotiloideas de los coxales, donde se articula el fémur por arriba.

Además, en el fémur se observa una ligera torsión: el eje del cuello femoral no está en el mismo plano que el eje transversal de los cóndilos, sino que configuran un ángulo agudo de declinación, abierto hacia dentro y adelante.

2.1.2.1. Partes del fémur.

Anatómicamente, y como en todos los huesos largos, distinguimos en el fémur tres partes fundamentales (*ver figura 2.3*):

- El cuerpo o diáfisis
- Epífisis o extremo superior
- Epífisis o extremo inferior

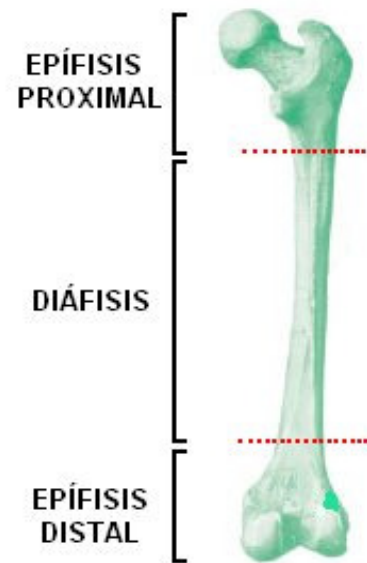


Figura 2.3. Partes del fémur

2.1.2.2. Epífisis o extremo superior.

El **extremo o epífisis superior** del fémur, por dónde el hueso se articula con el coxal, presenta detalles anatómicos de muy distinta significación morfológica y funcional: la cabeza articular, los trocánteres, el cuello anatómico. (*ver figura 2.4.*)

-Cabeza articular:

Tiene forma de dos tercios de una esfera, es lisa, y está recubierta de cartílago articular debido a su función, encajar en la cavidad cotiloidea del hueso coxal, conformándose así la articulación coxofemoral.

-Trocánter mayor

Eminencia ósea con forma de cubo, muy aplanada transversalmente, situada por fuera y un poco por debajo de la cabeza articular. Su cara externa, convexa, presenta la cresta del glúteo mediano, dónde se inserta este músculo. La cara interna, por el contrario, está excavada verticalmente. Presenta una depresión profunda, la cavidad digital del trocánter mayor, dónde se insertan los músculos obturador externo, obturador interno y géminos. El borde superior, casi horizontal, presta inserción al músculo piramidal. Del borde inferior se inician algunos fascículos del cuádriceps. En el borde posterior se inserta el cuadrado crural. Finalmente, el borde anterior, muy ancho, presta inserción al glúteo menor.

-Trocánter menor

Es una apófisis cónica, posteroinferior respecto al cuello del fémur, en la que se inserta el músculo psoas ilíaco. Ambos trocánteres están unidos por las líneas intertrocanterianas.

-Cuello anatómico

Une la cabeza articular -arriba y adentro- con los trocánteres -abajo y afuera-. Con la forma de un cilindro aplanado en sentido anteroposterior, el cuello anatómico del fémur -o simplemente el cuello- está en íntima relación con la cápsula articular de la articulación coxofemoral.

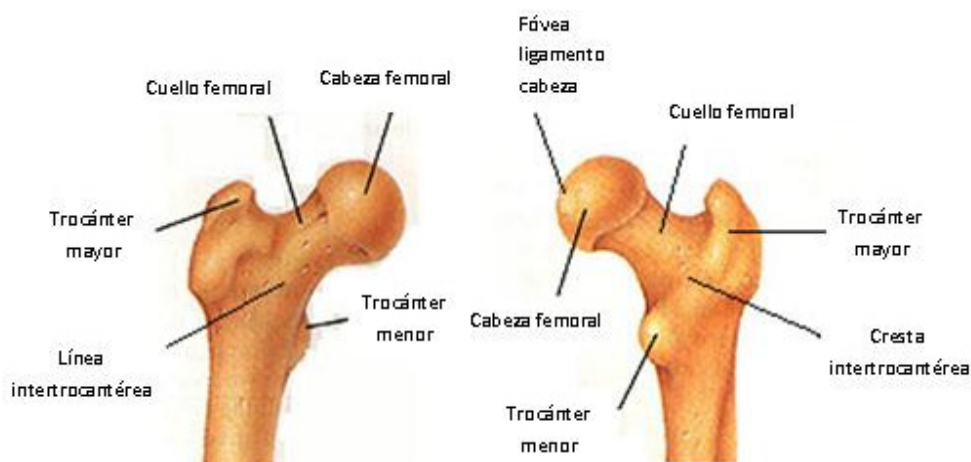


Figura 2.4. Extremo Proximal del fémur derecho.

2.1.2.3. Diáfisis femoral.

La **diáfisis femoral** es la parte central del fémur. Su forma es aproximadamente prismática triangular, más estrecha en el centro expandiéndose hacia los extremos superior e inferior. La característica geométrica más importante es que su eje forma un ángulo de 7º con la vertical. La oblicuidad femoral aproxima los pies colocándolos bajo la línea de peso corporal perjudicando la estabilidad debido a la menor anchura de la base, pero facilitando el movimiento hacia delante (*ver figura 2.5*).

La diáfisis la podemos dividir en tres partes:

-Tercio proximal

Presenta cuatro superficies: anterior, lateral, medial y posterior.

-Tercio medio

Las superficies lateral y medial interseccionan haciendo desaparecer la parte posterior. Esta intersección se materializa en una línea ancha y rugosa, la línea áspera. Es destacable, desde el punto de vista del análisis de tensiones, que el hueso subyacente a la línea media es más grueso para poder soportar las fuerzas de compresión centradas allí por la curvatura del tercio proximal de la diáfisis.

-Tercio distal

Presenta cuatro superficies, desaparece la línea áspera convirtiéndose en superficie posterior.

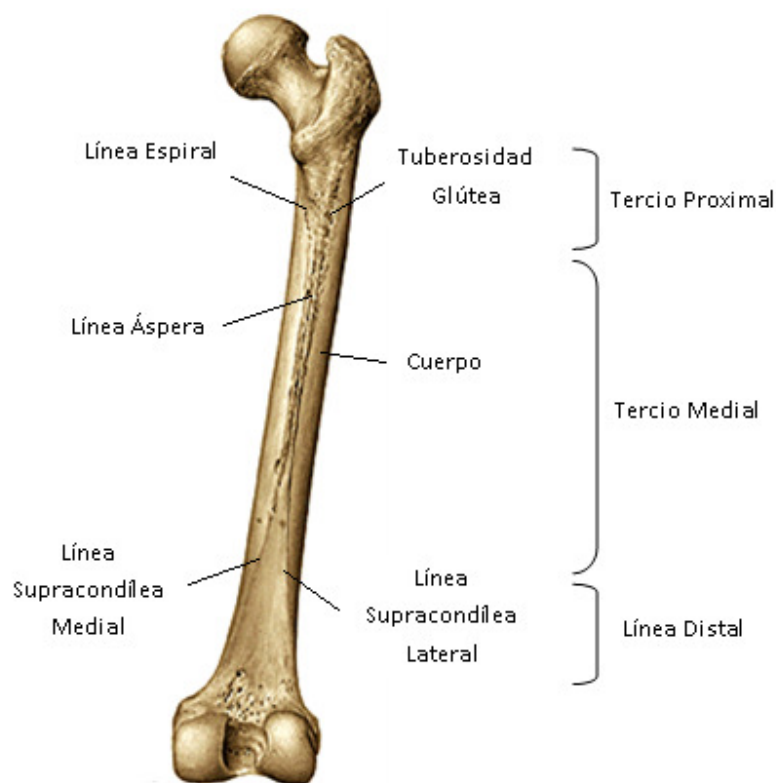


Figura 2.5. Diáfisis

2.1.2.4. Extremo distal.

El extremo distal es voluminoso ya que es la superficie de soporte para la transmisión de peso hacia la tibia. Se organiza en los cóndilos, dos masas laterales respecto al plano sagital de la diáfisis: cóndilo interno y cóndilo externo. En ellos se desarrolla la tróclea, superficie lisa para la articulación del fémur con la tibia en la rodilla, articulación femorotibial (*ver figura 2.6*).

-Cóndilo interno

Es menor que el externo, si bien prominente hacia dentro. En su cara lateral cutánea destacan dos relieves óseos: la tuberosidad interna, inserción del ligamento lateral interno de la articulación de la rodilla, y el tubérculo del aductor mayor, para el músculo del mismo nombre. Además se inserta en esta cara el gemelo interno.

-Cóndilo externo

Más voluminoso que el interno, presta inserción al ligamento lateral externo de la articulación de la rodilla en la tuberosidad externa de su cara lateral, así como al gemelo externo y poplíteo.

En las caras medias de ambos cóndilos -respecto al eje del fémur- se insertan los ligamentos cruzados de la articulación de la rodilla.

Finalmente, las caras anterior, inferior y posterior son articulares. En conjunto conforman la tróclea femoral con una depresión en medio, la garganta de la tróclea.

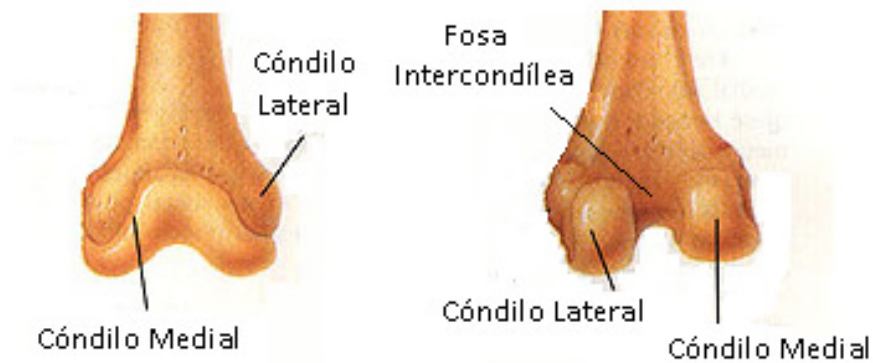


Figura 2.6. Extremo Distal del fémur izquierdo.

2.1.2.5, Composición interna.

Están integrados por tres capas, cada una de ellas contiene o protege algún elemento importante para el cuerpo (*ver figura 2.7*).

-Periostio

Es una delgada membrana que cubre al hueso y contiene varios nervios y vasos sanguíneos.

-Corteza ósea

Posee millones de pequeños orificios por donde pasan los nervios y los vasos sanguíneos que llegan al tejido esponjoso.

-Parte interna

Su principal componente es el tejido esponjoso. Esta se encuentra llena de médula ósea, sustancia blanda en la que se fabrica la mayoría de las células sanguíneas que fluyen a través de nuestro cuerpo, es decir, los glóbulos blancos, rojos o las plaquetas. Tiene aspecto de gelatina roja en los niños y amarillenta en los adultos.

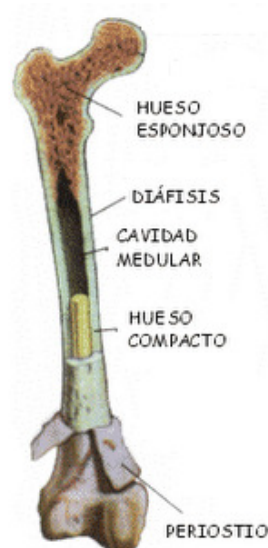


Figura 2.7. Composición interna del fémur.

La composición interna del hueso está formada de células óseas rodeadas por una sustancia inerte y dura. Se distinguen tres tipos: los osteoblastos, que forman nuevos huesos endureciendo el colágeno de la proteína celular con los minerales y ayudan a reparar los huesos dañados; los osteocitos, que transportan nutrientes y desechos entre la sangre y los tejidos finos del hueso, y los osteoclastos, que recambian el hueso y ayudan a darle forma mandando los minerales nuevamente dentro de la sangre. Además, tienen un papel importante en la reparación de fracturas.

Químicamente los huesos se componen de 25% de agua, 45% de minerales como sales de calcio y 30% de materia orgánica (proteína y colágeno). El calcio, su principal componente, es un mineral que no solo es necesario para darle fortaleza y dureza al hueso, sino que también es primordial para proteger otros procesos como el producir nuevas células sanguíneas. El colágeno, otro de sus componentes, le proporciona la flexibilidad.

2.1.2.6. Transmisión de cargas.

Se han realizado análisis matemáticos que muestran que en cada parte del fémur existe una notable adaptación de la estructura interna del hueso a los requerimientos mecánicos debido a las fuerzas actuantes en la cabeza del fémur. Las distintas partes del fémur actúan conjuntamente como única estructura mecánica extraordinariamente bien adaptada a la transmisión de cargas de forma económica y eficiente desde el acetábulo a la tibia. Una estructura en la que cada elemento contribuye con su pequeña resistencia a alcanzar la máxima eficiencia según la teoría de la mecánica.

En la *figura 2.8* se muestra como la estructura interna del hueso se ordena alrededor de las líneas de máxima tensión, la cual es soportada maximizando la eficiencia, es decir, economizando al máximo el material disponible. Esta propiedad es fundamental para poder desarrollar modelos de comportamiento numéricos que simulan la estructura interna del hueso, puesto que éste obedece a las leyes mecánicas que gobiernan otros cuerpos elásticos sometidos a tensión, de modo que la estructura interna es determinada exactamente por un conjunto de requerimientos matemáticos y físicos pudiendo así, ser modelizada por ordenador.

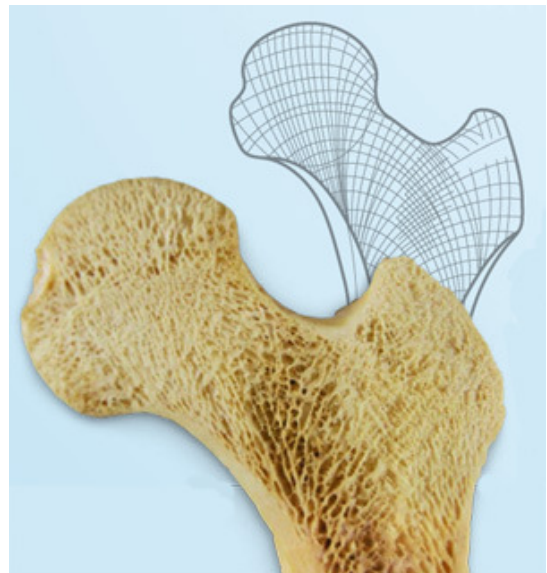


Figura 2.8. Las líneas de máxima tensión se ordenan siguiendo las trabéculas del fémur.

2.2. FRACTURAS DE CADERA

Una fractura de cadera en el extremo proximal del fémur, el único hueso que fractura de cadera es una fractura por fragilidad, debido a una caída o traumatismo menor en una persona con osteoporosis que debilita sus huesos. La mayoría de las fracturas de cadera en personas con un hueso normal son resultado de traumatismos de alta energía, tales como accidentes de tráfico.

La fractura de fémur es una lesión sumamente dolorosa y que impide a la persona poder moverse normalmente, ya que el dolor es sumamente intenso. El fémur es el hueso de la articulación de la cadera, por lo que su rotura afecta a todo el movimiento de esta zona del cuerpo. La intervención quirúrgica debe realizarse lo antes posible para aliviar la dolencia, donde dependiendo del tipo de cirugía será la recuperación y el período de rehabilitación.

Generalmente la fractura de fémur se produce en personas de edad avanzada, producto de caídas por la pérdida de estabilidad o por no poder soportar su propio peso, pero puede suceder a cualquier edad más allá que no sean los casos más comunes.

El grupo de personas que están más expuestas a este tipo de lesiones son las mujeres mayores de 50 años de edad que tienen sobrepeso o peso inferior al debido.

Del mismo modo que sucede con fracturas de tobillo, muñeca, codo, pelvis, rótula y otras tantas zonas del cuerpo humano, la fractura de cadera se confirma plenamente mediante las placas que resultan de los rayos X.

De acuerdo con su localización en dicha extremidad, la fractura puede afectar a la cabeza femoral, al cuello del fémur, a los trocánteres, al segmento del fémur situado por debajo del trocánter y al trocánter mayor o al trocánter menor.

2.2.1. Tipos y clasificación de fracturas de cadera.

Existen muchos subtipos de fracturas que afectan la articulación de la cadera, las cuales se reúnen coloquialmente como "fracturas de cadera". Aunque una verdadera fractura de cadera implica la articulación, las siguientes cuatro fracturas de fémur proximal se conocen comúnmente como "fracturas de cadera". Las diferencias entre ellos son importantes porque cada uno recibe un tratamiento diferente (*ver figura 2.9.*).

Fractura de la cabeza femoral: indica la aparición de una fractura de la cabeza del fémur. Esta suele ser el resultado de traumatismos de alta energía y a menudo se acompaña con una dislocación de la articulación de la cadera.

Fractura de cuello femoral: (conocida también como cuello del fémur, fractura subcapital o intracapsulares) denota una fractura al lado de la cabeza femoral a nivel del cuello, entre la cabeza y el trocánter mayor. Estas fracturas tienen una propensión a dañar el suministro de sangre a la cabeza femoral, potencialmente causando necrosis avascular.

Fractura intertrocantérica: denota una fractura en la que la línea de rotura ósea está entre el trocánter mayor y el menor, a lo largo de la línea intertrocantérica. Es el tipo más común de fractura de cadera y el pronóstico de curación ósea es generalmente bueno si el paciente es saludable.

Fractura subtrocantérica: se localiza en el eje largo del fémur inmediatamente debajo del trocánter menor y se puede extender hacia la diáfisis del fémur.

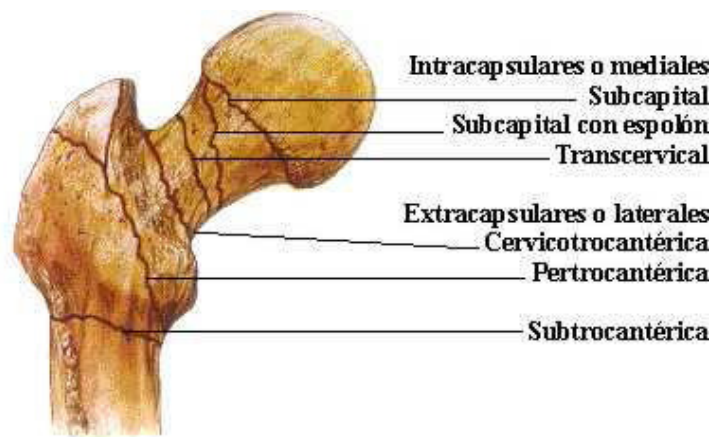


Figura 2.9. Fracturas de cadera.

Las fracturas de cadera también se pueden diferenciar mediante la Clasificación de Pauwels que tiene relación con la orientación u oblicuidad del rasgo de fractura, referida a la horizontal:

Fracturas por abducción: aquella en la cual el rasgo de fractura forma con la horizontal un ángulo inferior a 30 grados.

Fracturas por adducción: aquella en la cual el rasgo de fractura forma con la horizontal un ángulo superior a 50 grados.

La importancia de la clasificación de Pauwels es importante, la fractura por abducción, al presentar el plano de fractura casi horizontal, determina que los fragmentos se encuentren, con frecuencia, encajados; la contractura de los músculos pelvitrocantéreos ayudan al encajamiento de los fragmentos y hacen que la fractura sea estable. Por el contrario, en la fractura por adducción, en que el plano de fractura es casi vertical, las superficies óseas pueden deslizarse una sobre la otra por acción de los músculos pelvitrocantéreos; a su vez, la acción del músculo psoas-ilíaco, que se inserta en el trocánter menor, le imprime al fémur un desplazamiento en rotación externa. El ascenso, la rotación externa, la falta de enclavamiento de las superficies óseas, determina que la fractura sea de difícil reducción e inestable; ello determina que la indicación terapéutica sea quirúrgica.

2.2.2. Patogenia.

La mayoría de las fracturas de cadera se producen como resultado de caídas de baja energía en pacientes ancianos. Las caídas son poco frecuentes en los adultos jóvenes debido a un mejor equilibrio y fuerza muscular y cuando se producen, por lo general no causa el patrón de lesión que se ve comúnmente en las personas de edad avanzada.

Una persona normal no se fractura la cadera tras una caída de pie. La fractura de cadera después de una caída leve suele ser producto de una fractura patológica, es decir, causada por algún trastorno subyacente. Las causas más comunes de debilidad en los huesos son los siguientes:

-Osteoporosis: Las fracturas de cadera son una de las complicaciones más graves de la osteoporosis, de hecho, una medida del éxito o el fracaso del tratamiento de la osteoporosis es la proporción de pacientes que tienen una fractura de cadera. La deficiencia de vitamina D es un problema común que causa la osteoporosis, y cuando se complementa la dieta con calcio y vitamina D se ha notado una reducción de las fracturas de cadera en un 43%. *(ver figura 2.10)*

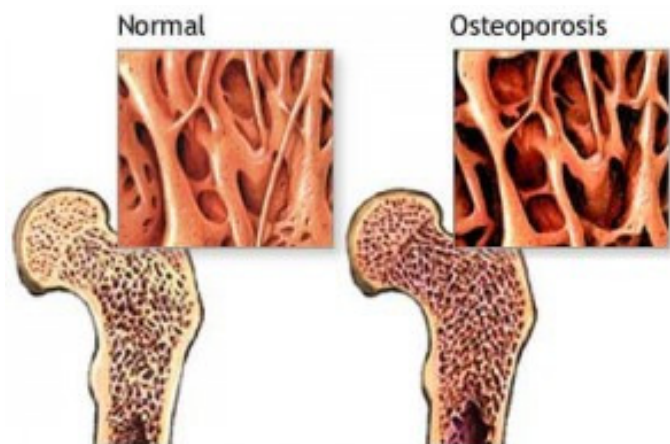


Figura 2.10. Tejido óseo debido a la osteoporosis.

-**La homocisteína:** un tóxico "natural" de aminoácidos asociado a la causa de enfermedades del corazón, derrame cerebral y fracturas de los huesos, se reduce con las vitaminas del complejo B, causando una reducción en la cantidad de fracturas de cadera hasta en un 80% después de 2 años.

-**Otras enfermedades metabólicas óseas:** como la enfermedad de Paget, osteomalacia, osteopetrosis y osteogénesis imperfecta. Este tipo de enfermedades metabólicas causan fracturas de estrés en la cadera.

-**Tumores:** benignos o malignos primarios del hueso son causas poco frecuentes de fracturas de cadera.

-**Cáncer metastásico:** los depósitos en el fémur proximal puede debilitar los huesos y causar una fractura de cadera patológica.

-**La infección** en el hueso es una causa rara de la fractura de cadera.

Otro elemento en el riesgo de mantener una fractura de cadera es el riesgo de caída. La prevención de caídas es un área de interés con las preocupaciones en materia de proporcionar un entorno seguro para las personas en situación de riesgo, proporcionándoles ayuda para caminar, problemas de medicación etc. Ciertos protectores acolchados o escudos de plástico que puede ser colocado sobre los trocánteres del fémur de personas en riesgo de la caída o de mantener una fractura por fragilidad. Sin embargo, no son eficaces para reducir el riesgo de una fractura de cadera y el cumplimiento por parte del paciente es deficiente. En un estudio de 135.000 personas de 50 años de edad o mayores, a los que se administraban altas dosis de un inhibidor de bomba de protones (como el Protonix, Prevacid, Prilosec) durante más de un año han resultado ser 2,6 veces más propensos a fracturarse la cadera. Los que tomaban dosis menores de 1 a 4 años fueron de 1,2 a 1,6 veces más propensos a una fractura de cadera.

2.3. PROTESIS DE CADERA

Como ya se ha expuesto anteriormente, los huesos son un material frágil que tienden a romperse ante cargas de impacto. Sin embargo, en los seres vivos son capaces de volver a consolidarse mediante la osteosíntesis, que puede ser espontánea o mediante una fijación o mediante un implante artificial para llevarse a cabo.

La prótesis de cadera es uno de los mayores adelantos de la cirugía ortopédica en los últimos tiempos. Esta técnica supone la sustitución de una parte o de la totalidad de una articulación lesionada por una articulación artificial denominada prótesis. Existen varias alternativas en el manejo quirúrgico de las fracturas de cadera las cuales varían de acuerdo con cada caso. Se pretende realizar una reducción de la fractura y una estabilización de la misma con algún tipo de material de osteosíntesis. Ocasionalmente en fracturas “irreconstruibles” será necesario optar por una artroplastia total o parcial de la cadera.

Se pueden agrupar en tres tipos según el tipo de implante:

- Prótesis parcial:** es cuando la sustitución es sólo de la cabeza femoral
- Artroplastia total de cadera:** es si se sustituye además de la cabeza femoral la cavidad en donde ésta encaja (cotilo).
- Prótesis parcelares de recubrimiento o “resurfacing”:** la sustitución es sólo de la cabeza femoral. Se suele reservar para pacientes que presentan una degeneración o artrosis que solo afecta la cabeza del fémur con una cavidad acetabular en buen estado. Se profundizará en este tipo de prótesis en el apartado 2.4. del presente capítulo.

El anclaje de los componentes de la prótesis al hueso se puede realizar de 3 maneras fundamentales.

- Prótesis cementadas:** En estas se utiliza un cemento especial para anclar los componentes al hueso. Se suelen usar en pacientes con un hueso osteoporótico, aunque existen especialistas que las usan en todos los casos.
- **Prótesis no cementada:** El metal entra en contacto directo con el fémur. En estos casos será necesario que la superficie del metal sea porosa y se adhiera con firmeza al hueso, permitiendo que este crezca en el interior de los poros, mejorando la integración del metal al hueso. Se prefiere usarlas en pacientes con buen hueso o de menor edad.
- **Prótesis híbridas:** Uno de los componentes se ancla usando cemento y el otro directamente al hueso. Por regla general en el componente femoral se utiliza cemento, y el componente acetabular se ancla directamente al hueso.

Las prótesis que se implantan directamente sobre el hueso se anclan a él usando diferentes mecanismos, en muchos casos se implantan a presión, es decir impactando el componente ligeramente más grande que la cavidad que hemos labrado previamente en el hueso; otras además pueden usar dientes o púas que se clavan en el hueso; en ciertas ocasiones se usan tornillos para afianzar el componente al hueso.

2.3.1 Artroplastia total de cadera.

La artroplastia total de cadera es un procedimiento que consiste en reemplazar las superficies articulares lesionadas de la articulación coxo-femoral, formada por la cabeza del fémur y el acetábulo del hueso coxal o ilíaco de la pelvis.

En general se recomienda esta cirugía en personas mayores en cuyo caso el desgaste es mucho menor, debido a la menor actividad lo que disminuye la posibilidad de fallo.

La prótesis total de cadera es uno de los mayores adelantos de la cirugía ortopédica de este siglo. El pionero en su diseño y utilización fue Sir John Charnley (*ver figura 2.11.*), un cirujano ortopédico que, con la colaboración de un equipo de ingenieros, desarrolló la técnica y los materiales utilizados en la prótesis total de cadera.



Figura 2.11. Sir John Charnley

La razón más frecuente para colocar una prótesis total de cadera es la de eliminar el dolor y la incapacidad que causa una destrucción severa de la articulación. Las superficies de la articulación pueden estar dañadas por la artrosis, proceso en el que se produce el desgaste del cartílago articular. La articulación también puede resultar dañada por la artritis reumatoidea. En esta enfermedad, la membrana sinovial produce unas sustancias químicas que atacan la superficie articular y destruyen el cartílago articular.

Debido al dolor y a la rigidez, el paciente evita la utilización de la articulación. Los músculos que rodean la articulación se debilitan y esto contribuye a dificultar la movilidad de la cadera. Cuando la destrucción articular es importante, una prótesis total de cadera puede permitir al paciente volver a desempeñar sus actividades diarias.

2.3.1 .1.Técnica quirúrgica.

Con el paciente bajo anestesia el cirujano sustituye la articulación dañada por unos componentes realizados con materiales artificiales. El extremo superior del fémur, que es como una esfera, es sustituido por una esfera metálica unida a un vástago que se inserta dentro del hueso. Se implanta una cúpula de plástico en la cavidad esférica de la pelvis que está dañada.

Los materiales utilizados en las prótesis totales están diseñados para permitir una movilidad similar a la de la articulación normal. Los componentes artificiales suelen estar compuestos por un elemento metálico que encaja exactamente en un elemento de plástico. Se utilizan diversos metales, acero inoxidable, o aleaciones de cobalto, cromo y titanio. El plástico es polietileno que es extremadamente duradero y resistente al desgaste. Normalmente, se utiliza cemento para fijar el componente artificial al hueso. También existen prótesis no cementadas. Este tipo de prótesis se encajan directamente en el hueso (*ver figura 2.12.*).



Figura 2.12. Artroplastia total de cadera.

2.3.1.2. Posibles complicaciones

La mayor complicación potencial de una prótesis total de cadera es la infección. Puede ocurrir justo en la zona de la herida o en profundidad alrededor de la prótesis. Puede ocurrir durante la estancia hospitalaria o una vez el paciente se halla en su casa. La infección de la herida suele tratarse con antibióticos. Las infecciones profundas requieren tratamiento quirúrgico y retirada de la prótesis.

Puede producirse una infección por diseminación de una infección en otra localización del organismo. Para prevenir este tipo de infecciones, las personas portadoras de prótesis total deben tomar antibióticos antes de ser sometidas a una limpieza dental así como otros tipos de cirugía. Si se produce una infección debe ser tratada con antibióticos.

Hay otras complicaciones que están directamente relacionadas con la implantación de una prótesis:

Aflojamiento: Es el problema mecánico más frecuente tras la implantación de una prótesis. Produce dolor y, si el aflojamiento es importante, puede ser necesario sustituir la prótesis por otra. Nuevos métodos para fijar la prótesis al hueso pueden minimizar o eliminar este problema en un futuro.

Luxación: Esta complicación suele producirse poco después de la intervención. En la mayoría de casos el cirujano puede colocar la prótesis en su sitio manualmente. Raramente se requiere otra intervención. Tras una luxación puede colocarse una férula, durante algunas semanas, con la finalidad de mantener la articulación estable.

Desgaste: Suele producirse lentamente. Puede contribuir al aflojamiento pero raramente es necesario intervenir a causa del desgaste por sí solo.

Rotura: La rotura del implante es muy rara. Si ocurre es necesaria una segunda intervención.

Lesión nerviosa: Raramente se lesionan los nervios próximos a la articulación intervenida. Esto ocurre en los casos en los que el cirujano debe corregir una articulación muy deformada para colocar la prótesis. Con el tiempo se suele recuperar la función nerviosa.

2.3.2 Prótesis Cementada.

Es el procedimiento que revolucionó el tratamiento de la artrosis de cadera a fines de la década del 50. Muchos grandes ortopedistas ya lo habían intentado con prótesis de diferente forma y material, previo a la era de las prótesis modernas. Fue Charnley, en 1958, inició la era actual del reemplazo total de cadera, para la artrosis. El tuvo la virtud de hacer una experiencia para evaluar sus casos antes de publicar sus resultados.

La prótesis está formada por dos componentes:

- Una parte cotiloidea de polietileno de alto peso molecular de gran resistencia.
- La cabeza femoral la diseñó Charnley tiene 22 mm de diámetro y su objetivo era conseguir una prótesis de baja fricción, lo que se logró realmente.
- Cemento acrílico que une los dos componentes al hueso correspondiente.

Indicaciones:

- Pacientes de 65 años o mayores y aquellos pacientes a los cuales les resta 15 años o menos de vida.
- Pacientes con pobre calidad ósea y que por lo tanto no soportarían el uso de fijación no cementada.
- Pacientes con historia antigua de infección que requieren reimplante, donde sería beneficioso un alto nivel de antibiótico local mezclado con el cemento.
- Pacientes con neoplasias que afectan la cadera
- Pacientes que desean fijación cementada basada en consentimiento informado.
- Paciente con dolor severo en cadera que le incapacita para la marcha.
- Fracaso de todos los tratamientos conservadores.
- Pacientes con artritis reumatoidea.

Contraindicaciones absolutas no tienen ninguna. Pero si existen factores que están asociados con supervivencias más cortas de la fijación con cemento:

- Edad inferior a 50 años.
- Peso por encima de 80 kg.
- Vida activa (ej. Ocupación que requiera labores de carga).
- Varones.

2.3.2.1. El cemento.

El cemento utilizado como elemento de fijación tiene dos componentes, uno líquido (monómero) y otro en polvo (polímetro), que al juntarse hacen una masa que se coloca entre la prótesis metálica y el hueso, cuya función es tanto la dejar mecánicamente la prótesis al hueso como la de distribuir las cargas y evitar aflojamientos eventuales.

Actúa como amortiguador de las cargas de impacto, favoreciendo así una mejor distribución de las cargas, lo que conlleva una distribución de las tensiones.

Un problema que se plantea en este tipo de prótesis es la poca resistencia de la interfaz cemento fémur-prótesis consecuencia de la contaminación que sufre este límite sobre todo de óxidos y grasas. Hay estudios clínicos que sugieren que bajo condiciones húmedas los cementos acrílicos no adhieren aleaciones metálicas, lógicamente como el implante se realiza en vivo es inevitable encontrarnos en un medio húmedo.

Cuando se realiza la mezcla del cemento óseo siempre se produce la oclusión de aire que junto a su manipulación e introduce restos de grasa y sangre sobre el vástago, estos dos aspectos introducen imperfecciones en el material, que dependiendo donde se localicen pueden tener consecuencias graves sobre todo si se encuentra en las zonas de tensión que ha de soportar el vástago.

El cemento más utilizado actualmente es el polimetilmetacrilato (PMMA):

El polimetilmetacrilato (PMMA) comercial es un sólido transparente, y el análisis microscópico y de rayos X indica que es un material amorfo. El polvo de PMMA, se obtiene por trituración en molido de granza, debe de utilizarse granza no plancha.

Se trata de un material duro y transparente en las condiciones normales de uso. Debido a su naturaleza polar no presenta propiedades de aislante eléctrico. Siendo un cemento perteneciente a la familia de los acrílicos, presenta propiedades similares a los mismos; como es, peso ligero, frágil, poco resistente a cortadura pero resistente a compresión, y con ausencia de humedad.

Con la implantación de una fina película de polimetilmetacrilato, previamente sobre el vástago, después de un proceso de preparación, baños y tratamientos, podemos solventar algunos problemas de la interfaz cemento fémur-prótesis. Con este recubrimiento, las condiciones de humedad en el medio no influyen de una forma tan directa en los problemas de adherencia, ya que ahora la superficie a adherir es el cemento óseo y la película de polímero. Con esta película de PMMA desaparecen parte de las tensiones existentes.

2.4. PROTESIS DE SUPERICIE.

Las prótesis de superficie (metal-metal), también conocidas por el término inglés de *resurfacing*, son una de las opciones del tratamiento de las lesiones de cadera del adulto joven. Mientras que las prótesis convencionales resecan toda la cabeza del fémur, las prótesis de superficie conservan más hueso y, por tanto, facilitan posteriores cirugías de reemplazo. Además, cada vez se conocen más datos sobre la evolución de estas prótesis y en qué pacientes se consiguen mejores resultados.

Las prótesis de superficie es una técnica innovadora que, por un lado, es mucho menos agresiva para el paciente ya que se conserva mayor cantidad de hueso (*ver figura 2.13.*) la superficie de fricción tiene un desgaste menor que la de los modelos tradicionales, y por otra, los materiales utilizados son de muy bajo desgaste, reduciendo el número de posibles recambios de la prótesis.

La técnica está indicada para pacientes activos menores de 60 años en caso de los hombres y de las mujeres de hasta 55 años, no es definitiva pero se espera que pueda tener una duración de tiempo alargada, además de que el recambio de esta prótesis podría ser mucho más fácil que el de las tradicionales al conservar más hueso.

Si la deformidad es importante, implica mayor complejidad técnica, que reduce la posibilidad de una colocación correcta del implante. Los estudios recientes avalan el beneficio de restringir las indicaciones de las prótesis de superficie que se colocan en gente joven. La mejor respuesta se obtiene en los varones y en aquéllos que no presentan grandes deformidades de la cadera. En caso de que la deformidad sea muy importante, la intervención implica mayor complejidad técnica que reduce la posibilidad de una colocación correcta del implante. Actualmente también se ha asociado a la mayor frecuencia de dolor postoperatorio entre las mujeres.



Figura 2.13. Radiografía de una prótesis de superficie.

2.4.1. Partes de la prótesis de superficie.

El material más común en las prótesis de superficie metal-metal es una aleación de Cromo–Cobalto y constan de dos componentes (*ver figuras 2.14 y 2.15*):

Cabeza femoral: que es una cúpula que recubre la cabeza del fémur evitando, por tanto, el tener que cortar la cabeza y el cuello femoral y que se aplica con cemento óseo.

Cotilo: que permite la fijación de la prótesis en el acetábulo coxal, en el que no se aplica cemento óseo. La geometría externa es anti rotatoria.



Figura 2.14. Prótesis de superficie metal-metal con los dos componentes separados.



Figura 2.15. Prótesis de superficie metal-metal con los dos componentes unidos.

2.4.2. Inconvenientes.

Como inconvenientes de ésta cirugía, el principal es la técnica quirúrgica. Al no retirar la cabeza y cuello femoral existe menos espacio para trabajar el cirujano, que debe liberar la cápsula articular para hacerse sitio y poder trabajar el acetábulo e insertar la copa en el mismo. La colocación debe ser precisa admitiendo pocos errores. Se puede afirmar que para el cirujano las primeras decenas de prótesis constituyen una curva de aprendizaje con riesgo, lo que aconseja ser cuidadoso en la selección de los pacientes y entrenarse con la ayuda de un experto. La posibilidad de riesgos por el par de fricción metal-metal contraindica estas prótesis en embarazadas e insuficientes renales.

Los riesgos de fracaso dependen de la elección del paciente, de la técnica que admite pocos errores y del diseño protésico (algunos modelos se ha visto que producen mayor número de complicaciones). Las complicaciones más frecuentes son las derivadas de errores técnicos como **la fractura del cuello, aflojamiento, pinzamiento**, algunos pacientes presentan reacciones adversas en las que no se sabe bien si influye el posicionamiento o son la respuesta del organismo al par metal-metal. Como en toda la cirugía protésica hay grandes y numerosos éxitos pero también un pequeño porcentaje de fracasos.

3. MATERIALES Y METODOS

CAPITULO 3

MATERIALES Y MÉTODOS

El método de cálculo utilizado en este proyecto ha sido el de aproximación por elementos finitos. Se ha utilizado el fémur derecho de hombre de 46 años, que ha sido mallado en tres dimensiones para posteriormente realizar los cálculos.

Para la realización de cálculos del presente proyecto se han utilizado dos programas comerciales. I-DEAS v.9., que se ha utilizado para mallar y modelar los diferentes casos de estudio realizados en el proyecto. Y ABAQUS v.6.9. con el que se han realizado los cálculos mediante el método de los elementos finitos que se van a analizar a lo largo del siguiente capítulo .

3.1. MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS.

El método de los elementos finitos (MEF) es un método numérico general para la aproximación de soluciones de ecuaciones diferenciales parciales muy utilizado en diversos problemas de ingeniería y física.

El MEF está pensado para ser usado en computadoras y permite resolver ecuaciones diferenciales asociadas a un problema físico sobre geometrías complicadas. El MEF se usa en el diseño y mejora de productos y aplicaciones industriales, así como en la simulación de sistemas físicos, biológicos, o biomecánicos como es este caso. La variedad de problemas a los que puede aplicarse ha crecido enormemente, siendo el requisito básico que las ecuaciones constitutivas y ecuaciones de evolución temporal del problema a considerar sean conocidas de antemano.

Típicamente el método de los elementos finitos se programa computacionalmente para calcular el campo de desplazamientos y, posteriormente, a través de relaciones cinemáticas y constitutivas las deformaciones y tensiones respectivamente, cuando se trata de un problema de mecánica de sólidos deformables o más generalmente un problema de mecánica de medios continuos. El método de los elementos finitos es muy usado debido a su generalidad y a la facilidad de introducir dominios de cálculo complejos (en dos o tres dimensiones). Además el método es fácilmente adaptable a problemas de transmisión de calor, de mecánica de fluidos para calcular campos de velocidades y presiones (mecánica de fluidos computacional, CFD) , de biomedicina o de campo electromagnético. Dada la imposibilidad práctica de encontrar la solución analítica de estos problemas, con frecuencia en la práctica ingenieril los métodos numéricos y, en particular, los elementos finitos, se convierten en la única alternativa práctica de cálculo.

3.1.1. Descripción matemática del método

Un problema diferencial cualquiera se puede expresar en notación matricial según:

$$Au(x) = f(x) \quad \forall x \in \Omega$$

y sus condiciones de contorno vienen dadas por:

$$Cu(x) = g(x) \quad \forall x \in \partial\Omega$$

donde A es un operador diferencial (matriz de funciones diferenciales) que en mecánica de sólidos habitualmente es de orden 2k (par), u es un vector que contiene las funciones incógnitas y f es el vector de términos independientes; Ω es el dominio en el que está definido el problema y $\partial\Omega$ su contorno. A es el operador asociado a la ecuación de Navier:

$$A = -(\lambda + G)\text{grad}[\text{div}(\cdot)] - G\nabla^2(\cdot)$$

u es el vector de desplazamientos del sólido deformable y **f** es el vector de cargas externas por unidad de volumen.

Para llegar hasta esta formulación se parte de las ecuaciones cinemáticas que relacionan deformaciones y desplazamientos, y que pueden expresarse como:

$$\boldsymbol{\varepsilon} = H\mathbf{u}$$

con

$$H = [\text{grad}(\cdot)]_{sym} = \frac{1}{2}[\text{grad}(\cdot) + \text{grad}^T(\cdot)]$$

en el caso de la elasticidad tridimensional.

Utilizando a continuación la ley de comportamiento del material, se pueden calcular las tensiones a partir de las deformaciones:

$$\boldsymbol{\sigma} = D\boldsymbol{\varepsilon} = DH\mathbf{u} = S\mathbf{u}$$

siendo D el tensor de comportamiento, de orden 4, que para un material elástico, lineal e isótropo puede escribirse, en función de los parámetros de Lamé λ y G.

Por último, la aplicación de las ecuaciones de equilibrio interno del sólido permite llegar a la formulación expuesta anteriormente:

$$f = -Q\sigma = -QSu = Au$$

donde, nuevamente para el problema tridimensional, Q es el operador divergencia.

Los operadores diferenciales H y Q son de primer orden, mientras que el tensor de comportamiento del material, D, será constante para materiales homogéneos, por lo tanto el orden del operador final, A, será 2 ($2k = 2$).

Por otra parte, entre las condiciones de contorno pueden distinguirse las esenciales (en desplazamientos) de las naturales (en tensiones), con lo que quedará:

$$\begin{aligned} Tu(x) &= \bar{u}(x) \quad \forall x \in \partial\Omega_u \\ G\sigma(x) &= \bar{t}(x) \quad \forall x \in \partial\Omega_\sigma \end{aligned}$$

Donde u y t son los valores conocidos de desplazamientos y tensiones en el contorno, y $\partial\Omega_u$ y $\partial\Omega_\sigma$ las regiones del contorno donde se especifican los desplazamientos y las tensiones, respectivamente.

Para obtener la formulación débil de un problema diferencial cualquiera, el procedimiento a seguir consiste en multiplicar escalarmente la ecuación de partida por una función vectorial cualquiera η , que se denomina función de ponderación (o funciones, cuando se hable de sus componentes), e integrar sobre el dominio por partes k veces la expresión resultante, es decir:

$$\int_{\Omega} \eta^T Au \, d\Omega = \int_{\Omega} \eta^T f \, d\Omega$$

En el caso del problema elástico lineal, la integración por partes conduce a:

$$\int_{\Omega} (H\eta)^T (Su) d\Omega - \int_{\partial\Omega} (T\eta)^T (GSu) d\Gamma = \int_{\Omega} \eta^T f d\Omega$$

La integral de superficie será conocida, dado que sólo se extenderá a $\partial\Omega_{\sigma}$, región de la frontera donde el producto $GSu = G\bar{\sigma}$ es dado por las condiciones de contorno naturales (en tensiones). Reordenando la ecuación de forma que todos los términos conocidos queden a la derecha:

$$\int_{\Omega} (H\eta)^T (Su) d\Omega = \int_{\partial\Omega_{\sigma}} (T\eta)^T \bar{t} d\Gamma + \int_{\Omega} \eta^T f d\Omega$$

Ecuación conocida como primera identidad de Green, que expresa la formulación variacional o débil del problema elástico lineal, dado que las exigencias de derivabilidad de la función incógnita, \mathbf{u} , se han reducido a la mitad al trasladarse la otra mitad de las derivadas a la función de ponderación η (debe recordarse que los operadores H y S son de orden $k = 1$).

La siguiente fase en el desarrollo del MEF consistirá en aproximar la función incógnita \mathbf{u} (los desplazamientos en el caso del problema elástico lineal) mediante una combinación lineal, \mathbf{u}^N , de N funciones de aproximación que constituyan una base del llamado espacio de aproximación:

$$\mathbf{u} = \sum_{i=1}^{\infty} b_i \psi_i \quad \mathbf{u}^N = \sum_{i=1}^N a_i \varphi_i \quad \text{con} \quad \mathbf{u} \approx \mathbf{u}^N$$

Introduciendo esta aproximación en la formulación débil se tiene que:

$$\begin{aligned} \int_{\Omega} (H\eta)^T \left(S \sum_{i=1}^N a_i \varphi_i \right) d\Omega &= \int_{\partial\Omega_{\sigma}} (T\eta)^T \bar{t} d\Gamma + \int_{\Omega} \eta^T f d\Omega \Rightarrow \\ \Rightarrow \sum_{i=1}^N a_i \int_{\Omega} (H\eta)^T (S\varphi_i) d\Omega &= \int_{\partial\Omega_{\sigma}} (T\eta)^T \bar{t} d\Gamma + \int_{\Omega} \eta^T f d\Omega \end{aligned}$$

Para poder resolver el problema sería necesario tener N ecuaciones en lugar de una sola. Para ello se escogen N funciones de ponderación, η_i , diferentes con las que se puede plantear un sistema de N ecuaciones lineales con N incógnitas cuya representación matricial será:

$$K a = F$$

$$K_{ij} a_i = F_j$$

K se **denomina matriz de rigidez** del problema, siendo:

$$K_{ji} = \int_{\Omega} (H \eta_j)^T (S \varphi_i) d\Omega$$

mientras que **F** es el **vector de fuerzas** externas:

$$F_j = \int_{\partial\Omega_\sigma} (T \eta_j)^T \bar{t} d\Gamma + \int_{\Omega} (\eta_j)^T f d\Omega$$

de donde podemos despejar el vector de coeficientes a, y con ellos calcular la solución aproximada u^N .

3.1.2. Características del MEF. Concepto de Nodo y Elemento.

A continuación se pretende concretar algo más acerca de cómo se escogen las funciones de ponderación y aproximación en el método de los elementos finitos y de cuál es su significado físico.

El MEF toma las funciones de ponderación y aproximación iguales (se las suele denominar genéricamente funciones de forma), es decir:

$$\eta_i \equiv \varphi_i$$

con lo que los coeficientes de la matriz de rigidez serán:

$$K_{ij} = \int_{\Omega} (H \eta_j)^T (S \varphi_i) d\Omega = \int_{\Omega} (H \varphi_j)^T (S \varphi_i) d\Omega = \int_{\Omega} (H \varphi_j)^T D (H \varphi_i) d\Omega$$

y al ser la matriz de comportamiento, D, simétrica, K_{ij} lo será también.

Las funciones de ponderación y aproximación son polinómicas, concretamente splines polinómicos de orden bajo y soporte pequeño (zona en la que la función toma valores distintos de cero).

Cada función de aproximación se adscribe a un punto del dominio y a un grado de libertad, es decir, cada función vectorial tiene una sola componente no nula (la correspondiente al grado de libertad al que se adscribe), que toma el valor 1 en su punto y se anula para los demás. Eligiendo así las funciones (splines polinómicos) se encuentra el significado físico de los coeficientes a_i .

A partir de las características citadas se pueden introducir ya los conceptos de nodo y elemento en relación con las funciones de forma. Los puntos donde cada función toma el valor unidad son los nodos. La aproximación de la variable esencial (los desplazamientos) se realiza interpolando los valores nodales mediante las funciones de forma. Según sean estas funciones de forma, el valor del desplazamiento de un nodo influirá en una región más o menos extensa del dominio del problema o, visto de otra forma, para aproximar los desplazamientos de un punto del dominio se interpolará entre los valores de un mayor o menor número de nodos. De esta forma, el dominio se divide en una serie de subdominios definidos por el hecho de que la aproximación en todos los puntos de su interior se realiza en función de los desplazamientos de un mismo conjunto de nodos que lo delimitan. Estos subdominios son los elementos (finitos).

En la práctica sucede lo contrario, es decir, la división del dominio del problema en una serie de elementos, cada uno con un determinado número de nudos según la aproximación que se desee conseguir en distintas regiones, es lo que determina las funciones de forma de manera que cumplan los requisitos expuestos anteriormente. La función de forma asociada a cada nodo es distinta de 0 únicamente en el interior de los elementos a los que pertenece el nodo, y dentro de éstos se anulará en los nodos a los que no esté adscrita. De esta forma se puede describir de forma rigurosa un elemento (ya sea uni-, bi- o tridimensional) como la intersección de los soportes de las funciones de forma de sus nodos.

Las funciones de desplazamientos obtenidas interpolando los valores nodales mediante las funciones de forma definirán entonces de manera única el estado de deformación dentro del elemento. Estas deformaciones calculadas a partir de los desplazamientos, junto con las deformaciones iniciales que pudiese haber y los parámetros de comportamiento del material, definirán el estado de tensiones en todo el elemento y, por consiguiente, también en sus contornos

Se determina entonces un sistema de fuerzas equivalentes en los nudos, tal que equilibre las tensiones en el contorno y cualesquiera cargas distribuidas en su interior, resultando así una relación entre fuerzas y desplazamientos.

Finalmente se resuelve el sistema de ecuaciones resultante de la relación anterior para calcular los valores de la variable esencial en los nodos, a partir de los cuales se puede obtener dicha variable en cualquier punto del dominio continuo, interpolando los resultados obtenidos, así como las variables secundarias del problema, derivadas de la variable esencial.

3.1.3. Planteamiento elemental.

Aunque en el apartado anterior se han presentado la matriz de rigidez y el vector de cargas del problema global, lo habitual es plantear tanto una como otro a nivel elemental para después ensamblar los términos correspondientes a cada uno de los elementos para formar la matriz y el vector globales.

Como ya se ha comentado, el concepto de elemento se halla completamente ligado a las funciones de forma que se utilizan para realizar una partición del dominio Ω en subdominios Ω_e más pequeños (ver figura 4.1).

Esta partición permite escribir la matriz de rigidez global como la suma de las matrices de rigidez de cada elemento:

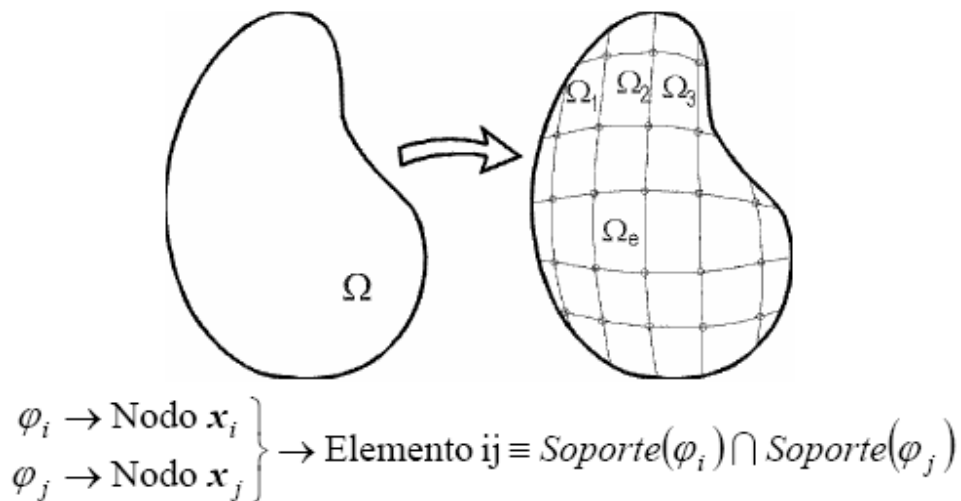


Figura 3.1. Partición del dominio del problema en elementos finitos.

$$K_{ij} = \int_{\Omega} (H\phi_i)^T D H\phi_j d\Omega = \sum_{e=1}^{NE} \int_{\Omega_e} (H\phi_i)^T D H\phi_j d\Omega = \sum_{e=1}^{NE} K_{ij}^e$$

K_{ij} es la matriz de rigidez elemental y ϕ_i el dominio del elemento (Ω_e)

Se puede operar de la misma forma con el vector de cargas:

$$F_i = \int_{\partial\Omega_{\sigma}} (T\phi_i)^T \bar{t} d\Gamma + \int_{\Omega} \phi_i^T f d\Omega = \sum_{e=1}^{NE} \int_{\partial\Omega_{\sigma} \cap \partial\Omega_e} (T\phi_i)^T \bar{t} d\Gamma + \int_{\Omega_e} \phi_i^T f d\Omega = \sum_{e=1}^{NE} F_i^e$$

F_i es el vector de cargas elemental.

Los únicos coeficientes no nulos de la matriz de rigidez elemental, K_{ij} , son los correspondientes a las funciones de forma de los nodos del elemento lo que da lugar a un número reducido de coeficientes significativos.

De esta forma, el valor de la aproximación dentro del elemento depende sólo de las funciones de forma de los nodos del elemento (*Ejemplo Figura 3.2.*).

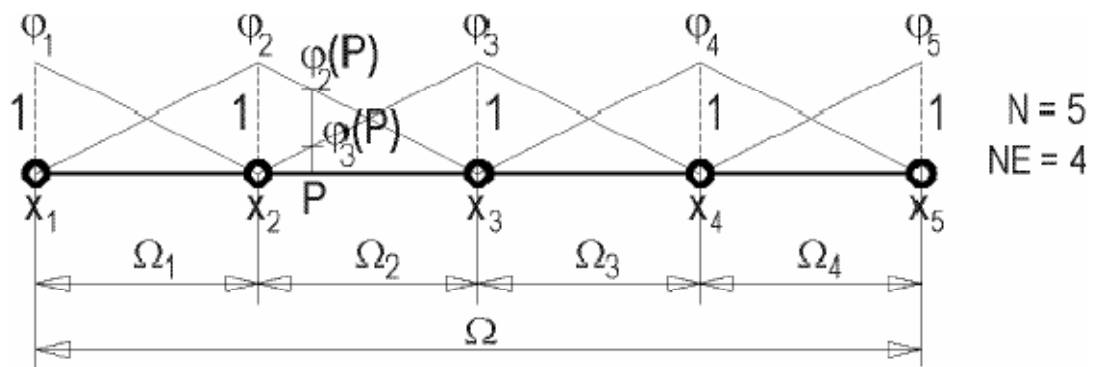


Figura 3.2 Partición del dominio Ω en cuatro elementos con aproximación lineal

Así, para una aproximación lineal en un dominio unidimensional, como la de la *Figura 3.2.*, se tiene que:

$$\begin{aligned} u^N(P) &= \sum_{i=1}^5 u_i \varphi_i(P) = u_1 \varphi_1(P) + u_2 \varphi_2(P) + u_3 \varphi_3(P) + u_4 \varphi_4(P) + u_5 \varphi_5(P) = \\ &= u_2 \varphi_2(P) + u_3 \varphi_3(P) \end{aligned}$$

Cuando el problema es bi o tridimensional, cada uno de los grados de libertad del problema se aproxima independientemente. Cada uno de los grados de libertad del problema se aproxima independientemente. Si la variable del problema es vectorial las funciones de forma también lo son, y además de ser adscritas a un nodo lo están también a un grado de libertad.

3.1.4. Ensamblaje y resolución del sistema de ecuaciones.

Una vez alcanzado este punto, el procedimiento para encontrar la solución del problema puede describirse de la siguiente manera:

En primer lugar hay que calcular la matriz de rigidez y el vector de cargas de cada elemento como se ha expuesto en el apartado anterior a partir de las funciones de forma, que vienen determinadas por el número y la posición de los nodos, el comportamiento del material y las cargas distribuidas que actúan sobre el elemento.

A continuación se realiza el ensamblaje del problema en función de la numeración dada a los nodos y de la conectividad de los elementos, i.e. la numeración local de los nodos que lo definen:

$$K_{ij} = \sum_{e=1}^{NE} K_{ij}^e = \sum_{e=1}^{NE} \int_{\Omega_e} (H\phi_i)^T D H\phi_j d\Omega = \sum_{e=1}^{NE_{ij}} \int_{\Omega_e} (H\phi_i)^T D H\phi_j d\Omega$$

donde **NE** es el número de elementos del dominio y **NE_{ij}** es el número de elementos a los que pertenecen los nodos i,j.

Como las matrices son simétricas, en realidad solamente es necesario calcular la mitad superior de las mismas. Todos los coeficientes no nulos están confinados dentro de una banda o contorno cuyo ancho puede calcularse a priori a partir de la conectividad de los elementos por lo que, para el tratamiento computacional del problema, solamente es preciso almacenar los elementos que caen dentro de la mitad superior del mencionado ancho de banda de la matriz.

Por último, para poder resolver el sistema de ecuaciones resultante es necesario introducir las condiciones de contorno esenciales en la matriz ensamblada. La forma más habitual de hacer esto consiste en sustituir la ecuación correspondiente al grado de libertad sobre el que se establece la condición de apoyo por la propia condición de apoyo. Desde un punto de vista físico, este paso supone eliminar los movimientos de sólido rígido del sistema, de forma que la solución del problema sea única. Desde un punto de vista matemático, se eliminan los términos debidos a aquellas funciones de forma que, al estar asociadas a grados de libertad del contorno $\partial\Omega u$, no cumplen las condiciones de contorno esenciales homogéneas.

$$Ku = b \quad \rightarrow \quad K^*u = b^*$$

Tras haber impuesto las condiciones de contorno en desplazamientos, la matriz K^* resultante es inversible y, por lo tanto, el sistema de ecuaciones puede resolverse:

$$u = (K^*)^{-1} b^*$$

Una vez obtenidos los desplazamientos nodales se pueden calcular las variables secundarias derivadas del campo de desplazamientos del problema derivando la función de desplazamientos obtenida mediante interpolación de las soluciones nodales según:

$$\left(u^N\right)' = \sum_{i=1}^N u_i \phi_i'(P) = \sum_{i=1}^{NNe} u_i^e \left(\phi_i^e\right)'(P) \equiv \left(u^N\right)' = N'(P)u$$

donde **NNe** es el número de nodos del elemento e. Esto supone que el orden de aproximación conseguido en las variables secundarias es inferior al obtenido para la variable esencial del problema, puesto que la interpolación se establece mediante las derivadas de las funciones de forma.

Así, en el problema elástico lineal, las deformaciones se obtienen aplicando el operador \mathbf{H} a las funciones de forma y multiplicándolas por los resultados nodales:

$$\boldsymbol{\varepsilon}^N = \mathbf{H}\mathbf{u}^N = \mathbf{H}(\mathbf{N}\mathbf{u}_i) = (\mathbf{H}\mathbf{N})\mathbf{u}_i = \mathbf{B}\mathbf{u}_i$$

y, a partir de ellas, las tensiones se calculan multiplicándolas por la matriz de comportamiento \mathbf{D} :

$$\boldsymbol{\sigma}^N = \mathbf{D}\boldsymbol{\varepsilon}^N = \mathbf{D}\mathbf{B}\mathbf{u}_i$$

De esta forma, si las funciones de forma utilizadas son lineales, el valor de las deformaciones y tensiones dentro de un elemento será constante.

3.1.5. Condiciones de convergencia.

Es evidente que en lo expuesto hasta ahora se han introducido una serie de aproximaciones. En primer lugar, no siempre es fácil asegurar que las funciones de desplazamientos escogidas satisfagan las condiciones de continuidad de los desplazamientos entre elementos adyacentes. Por consiguiente, esta condición de compatibilidad puede no cumplirse en el contorno de los elementos; aunque dentro de cada elemento sí se cumplirá, a causa de la unicidad de los desplazamientos implicada por el hecho de que los mismos estén interpolados por funciones continuas. Por otra parte, las condiciones de equilibrio sólo se cumplirán en promedio a través de la condición integral planteada en la formulación débil. Por lo tanto, la aproximación por elementos finitos debe satisfacer ciertas condiciones que garanticen que, a medida que se utilice una malla con más elementos para modelar el problema, la solución se aproxime más a la exacta. Cuando esto sucede se dice que el análisis es convergente.

Hay una serie de condiciones necesarias para que la solución sea convergente, pero estas condiciones no son suficientes por ellas mismas para garantizarla, por lo que también se intenta satisfacer una serie de condiciones que, aunque no son estrictamente necesarias, si resultan deseables.

3.1.6. Condiciones de necesarias.

- Condición de continuidad:** El campo de desplazamientos debe ser continuo en el interior de cada elemento. Esta condición se satisface automáticamente al utilizar aproximaciones polinómicas.
- Condición de derivabilidad:** La aproximación polinómica escogida debe ser derivable al menos hasta el orden de la formulación débil, por lo que hay que elegir polinomios de orden k .
- Condición de integrabilidad:** Las funciones de aproximación y las derivadas de ellas que aparecen en la formulación débil deben ser integrables. Esto queda garantizado al tomar funciones polinómicas.
- Condición de complitud:** La aproximación polinómica ha de ser capaz de representar estados de deformación nula (movimientos de sólido rígido) y constante. Para ello es necesario que los polinomios contengan todos los términos hasta el orden k .

3.1.7. Condiciones de deseables.

- Condición de compatibilidad:** La compatibilidad supone la continuidad de las variables esenciales entre elementos. Para garantizarla, la aproximación definida sobre los elementos debe ser continua de orden k en el interior del elemento y de orden $k-1$ en el contorno.
- Condición de estabilidad:** La condición de estabilidad supone que el elemento no adopta formas de mecanismo o modos de deformación de energía nula. Este problema suele ir asociado a la utilización de integración reducida para evaluar la matriz de rigidez, consistente en utilizar menos puntos de Gauss que los que son necesarios en la integración numérica exacta.
- Condición de invariancia geométrica:** Es deseable tener el mismo orden de aproximación en cualquier dirección. Esto se consigue utilizando polinomios del mismo grado en x, y, z .

3.1.8. Condiciones generales.

Las condiciones de complitud y compatibilidad son suficientes aunque no necesarias para garantizar la convergencia, siendo ésta además monótona. Los elementos que cumplen ambas condiciones se denominan elementos conformes. No obstante, si bien todos los elementos conformes son convergentes, hay elementos no conformes que también lo son, y además éstos convergen más rápidamente que los conformes, si bien en este caso la convergencia deja de ser monótona (Ver figura 3.3.).

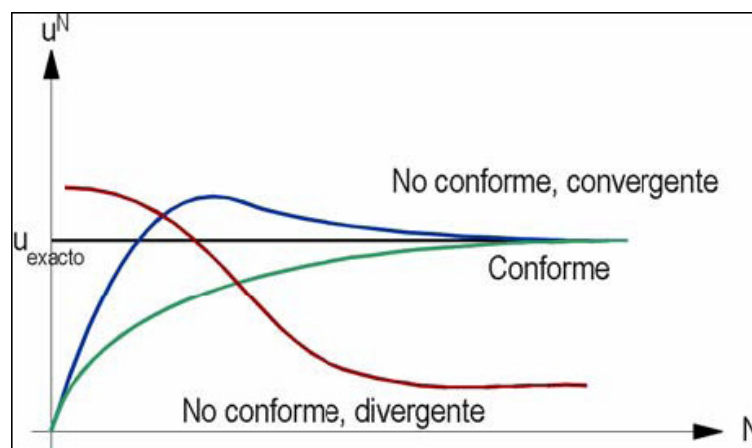


Figura 3.3. Orden de convergencia de elementos conformes y no conformes

3.1.9. Procesos del cálculo de un programa de elementos finitos.

Un programa de cálculo por Elementos Finitos consta de tres módulos bien diferenciados: el preprocesador, el módulo de análisis y el postprocesador.

Preprocesador: En este módulo de la aplicación se introducen los datos que definen el tipo (o tipos) de elemento que se va a utilizar y la discretización (malla de elementos finitos) realizada para resolver el problema. Estos datos son, esencialmente:

1. La geometría del problema. Se debe definir por medio de puntos, curvas, superficies y volúmenes la geometría del sólido analizado.

2. El tipo y las características geométricas de los elementos. El tipo de elemento vendrá dado por el modelo analítico utilizado para plantear el problema: elasticidad tridimensional, deformación o tensión plana, barras, etc.
3. Las propiedades físicas del material que definen las ecuaciones de comportamiento.
4. La malla de elementos finitos utilizada en la partición del dominio del problema, que debe adaptarse a las características de éste, intentando realizar mallas más densas allí donde se espere que la solución varíe más rápidamente.
5. Las cargas a las que está sometido el sólido y las condiciones de apoyo que impiden su movimiento como un sólido rígido.

Módulo de Análisis: A continuación, una vez introducidos todos los datos del problema, se resuelve éste mediante el proceso de cálculo expuesto con anterioridad:

1. Ensamblaje de la matriz de rigidez K a partir de las matrices de rigidez elementales K_e .
2. Ensamblaje del vector de cargas F a partir de los vectores de cargas elementales F_e .
3. Imposición de las condiciones de apoyo.
4. Resolución del sistema de ecuaciones resultante:

$$K \cdot u = F \Rightarrow u = K^{-1} \cdot F$$

5. Cálculo de tensiones y deformaciones en los elementos a partir del campo de desplazamientos obtenido interpolando las soluciones nodales:

$$\varepsilon = H(u), \sigma = D\varepsilon$$

Postprocesador: Con ayuda de este módulo se pueden visualizar los resultados del problema. Se pueden presentar los desplazamientos de los nodos, los mapas de tensiones y deformaciones, la configuración deformada del sólido, gráficas de evolución de cualquiera de las variables analizadas, etc.

3.2. DESCRIPCIÓN DEL MODELADO.

3.2.1. Modelo geométrico. Partes principales.

El modelado tridimensional de elementos finitos estudiado en este proyecto ha sido generado mediante el escaneo del fémur derecho de un hombre de 46 años de edad. La técnica de escaneo es la de tomografía computerizada, usa rayos X para obtener imágenes radiológicas del cuerpo por secciones longitudinales.

Posteriormente se ha procedido a la reconstrucción de los modelos de elementos finitos del fémur con la prótesis de superficie implantada, así como el mallado de todos los componentes con el programa de diseño asistido por ordenador, Ideas v.9.

Los diferentes modelos de estudio constan aproximadamente de 220.000 elementos y 40.000 nodos. Siendo los elementos utilizados en el mallado tetraedros de deformación lineal (*ver figura 3.4.*).

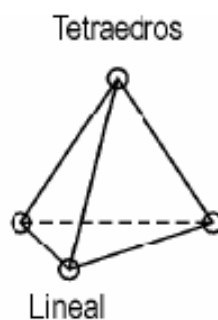


Figura 3.4. Tetraedro utilizado para el modelo de elementos finitos.

La artroplastia está orientada 5 grados respecto a la línea axil neutra del cuello femoral (ver figura 3.5.).

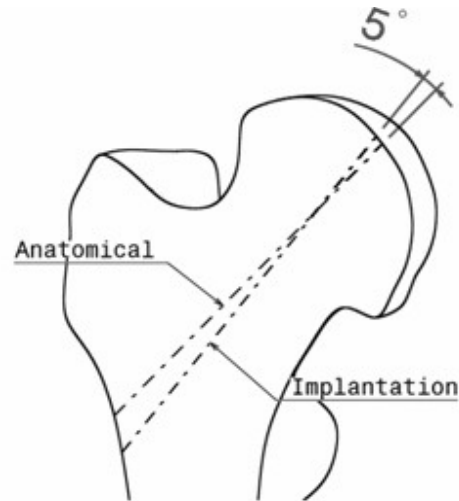


Figura 3.5. Sección del proximal del fémur mostrando una orientación de 5 grados respecto la línea axil neutra de la cabeza femoral.

Para investigar el efecto del espesor de la capa de cemento en las prótesis de superficie se ha generado entre la cabeza femoral y el implante, tres tipos de grosor distintos: 0.25, 1 y 3 mm. (Ver figura 3.6).

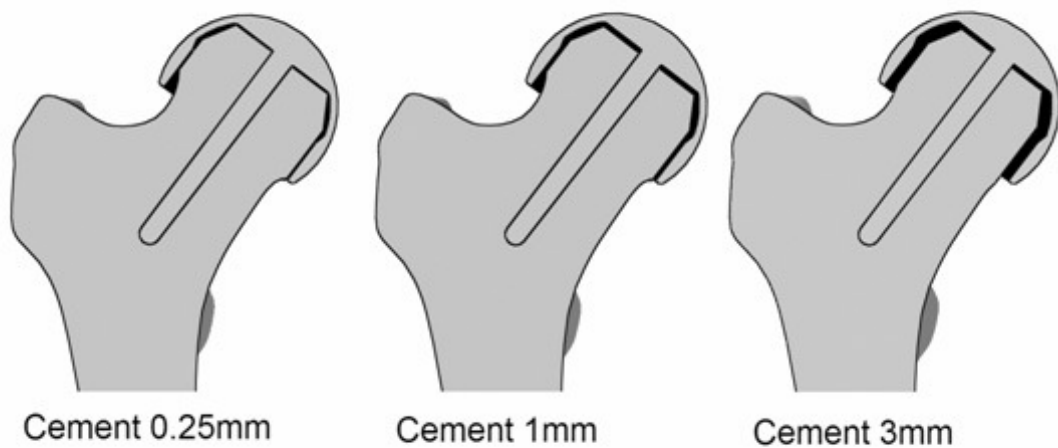


Figura 3.6. Las tres diferentes configuraciones del espesor del cemento.

Las tres partes principales del modelo de la prótesis de superficie son el fémur, el implante y el cemento instalado entre el fémur y el implante (*ver figura 3.7.*). A continuación se muestra una tabla con el número de elementos y de nodos de que consta la malla de cada uno de los dichos componentes.

	Fémur	Implante	Cemento
Nº de nodos	37.969	3.334	1.340
Nº de elementos	199.389	17.592	7.089

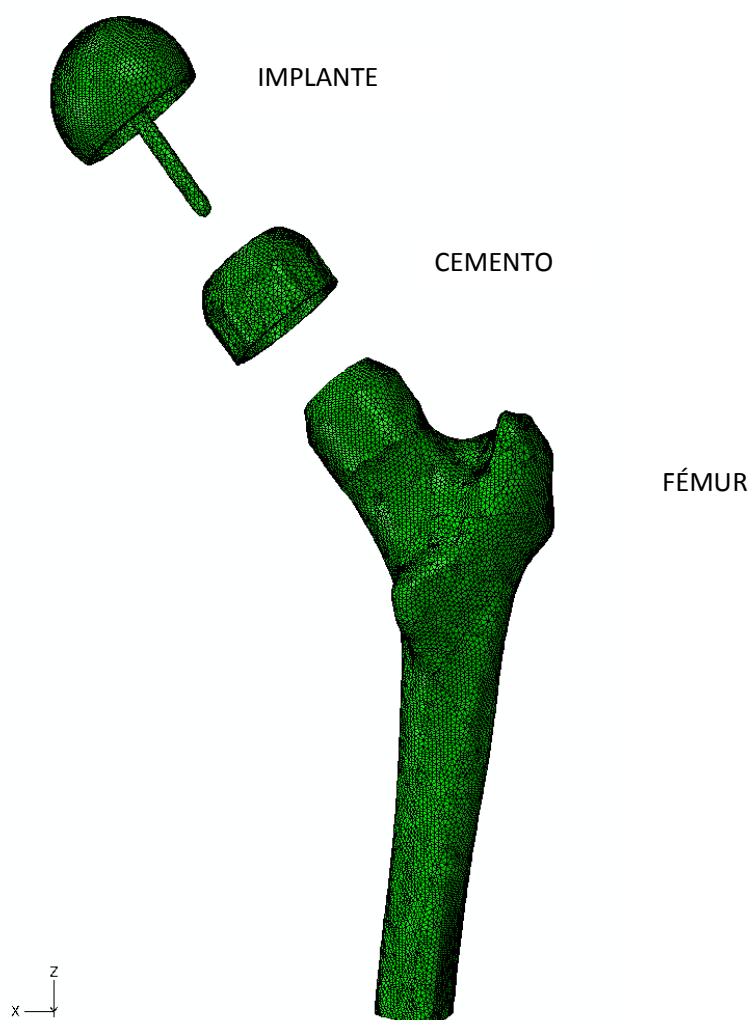


Figura 3.7. Mallado de elementos finitos de la prótesis de superficie cementada.

3.2.2. Grupos de elementos. Grupos de nodos.

La malla general está compuesta por varios grupos de elementos y de nodos para poder conseguir las condiciones deseables de propiedades de materiales, de cargas y de interfaces para poder aplicar las condiciones de contorno y así obtener los resultados deseados.

Grupo de elementos:

- Femur: agrupa todos los elementos del hueso.
- Cement: grupo que consta de los elementos del cemento que rodean la prótesis.
- Stem: elementos que componen la prótesis.
- Master: elementos lámina colocados alrededor del vástago del implante y utilizados para definir la superficie maestra de dicho contacto.
- Bonestem: elementos que al principio del análisis son hueso y que tras el primer análisis se retiran.
- Bonecement: elementos que unen el fémur con el cemento.

Grupo de nodos:

- Slave: nodos que ayudan a definir el contacto entre el vástago de la prótesis de superficie y el hueso que en este caso serán la superficie esclava, y los nodos pertenecen al hueso del fémur.
- Base: Nodos que fijan la base del fémur para la obtención de los cálculos.
- Carabductor, cnhead1, cnhead2, cnhead3, cnnhead1, cnnhead2, cnnhead3: nodos que ayudan a definir las cargas de fuerza que actúan sobre el fémur.

3.3. PROPIEDADES DE LOS MATERIALES.

El tejido del hueso es considerado como un material anisótropo y heterogéneo. Para tener en mente este comportamiento se ha utilizado un modelo de remodelación ósea previamente implantado (Doblaré y García, 2001) en una subrutina UMAT de ABAQUS. Este modelo puede predecir la evolución de la densidad en cada punto del hueso. A partir de ahí se puede predecir las propiedades mecánicas del hueso después de una artroplastia de superficie de la cadera.

El cemento y la prótesis se han modelado como materiales elásticos lineales con un coeficiente de Poisson de 0,3 y un módulo de Young de 2.800 MPa y 200 GPa respectivamente.

3.4. DEFINICIÓN DE LOS CONTACTOS.

En el modelado de la prótesis de superficie cementada se pueden diferenciar tres contactos entre los diferentes elementos de la prótesis: Vástago de la prótesis-fémur, cemento-prótesis y hueso-cemento.

Las condiciones de interfaz estudiadas durante el presente trabajo son las siguientes:

- Todo unido salvo el vástago y el hueso sin fricción.
- Interfaz cemento-prótesis con fricción.
- Interfaz cemento-prótesis y cemento-hueso con fricción.

**Nota: En los dos últimos casos la interfaz vástago-hueso sigue estando suelta y sin fricción.*

3.5. DEFINICIÓN DE CARGAS Y CONDICIONES DE CONTORNO.

Las cargas aplicadas sobre el fémur en el modelo son las correspondientes al proceso de caminar.

Se han considerado tres casos de cargas que actúan consecutivamente. Estas cargas se han aplicado de manera uniforme en nodos de la superficie de la cabeza femoral y en el trocante mayor (ver figura 3.8.). Los valores de las cargas se muestran en la tabla 3.1.

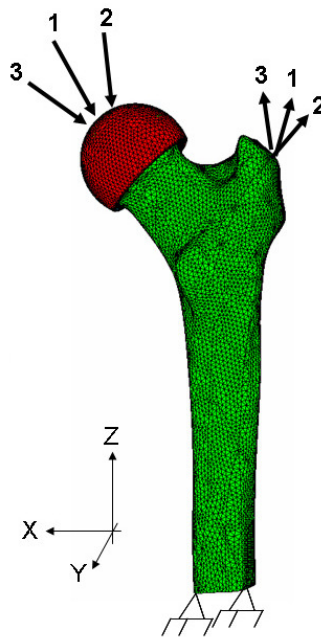


Figura 3.8. Zonas de aplicación de las cargas sobre el fémur.

Caso	Ciclos/día	Cabeza femoral			Trocante Mayor		
		X-axis	Y-axis	Z-axis	X-axis	Y-axis	Z-axis
1	6,000	-242.19	-942.40	-2,102.72	181.89	330.04	593.10
2	2,000	-664.20	299.70	-900.00	59.90	343.21	-48.87
3	2,000	268.80	-1,113.75	-1,040.85	128.97	361.01	268.42

Tabla 3.1. Valor de las fuerzas aplicadas en la cabeza del femoral y en el trocante mayor para los tres casos considerados.

4. RESULTADOS

CAPITULO 4

RESULTADOS

El cálculo de resultados se ha realizado mediante el programa ABAQUS, el cuál su entrada de datos es mediante un documento de texto de extensión “.inp”. En este fichero de texto que se exporta del programa de modelado IDEAS, se encuentra toda la información necesaria como elementos, nodos, cargas, condiciones de apoyo o propiedades de los materiales, para que ABAQUS pueda realizar y obtener los resultados.

4.1. INTRODUCCIÓN

El proceso de cálculo mediante ABAQUS se ha llevado a cabo en dos partes:

- La primera consiste en simular cien incrementos de análisis, que se podrían asemejar de alguna forma a cien días del proceso de caminar, sin tener en cuenta la prótesis. El objetivo de este primer cálculo es conseguir generar unos valores de la densidad ósea real del fémur. Se han utilizado los grupos de elementos del fémur, de la prótesis, del vástago (bonestem) y del cemento (bonecement), así como las cargas descritas en el capítulo anterior. Estos resultados no son objeto de estudio, pero si son necesarios para la realización de los cálculos de la segunda fase.
- La segunda consiste en el cálculo, ahora sí, de la variación de la densidad ósea y la deformación equivalente del fémur tras el implante de la prótesis de superficie cementada a lo largo de cuatrocientos incrementos, tres “steps” de cien incrementos cada uno, teniendo en cuenta distintas condiciones de unión entre las diferentes partes del modelo durante el proceso de caminar. En este cálculo se han utilizado todos los grupos citados en el anterior capítulo: el del fémur, cemento, vástago, prótesis, y contactos entre el vástago y el hueso Así como las cargas anteriormente citadas.

4.2. CONVERGENCIA, DENSIDAD ÓSEA Y DEFORMACIÓN EQUIVALENTE.

A continuación se van a exponer y analizar los resultados para las prótesis de superficie con distinto espesor del cemento.

4.2.1. Estudio de la convergencia.

Una importante propiedad del método es la convergencia, si se consideran particiones de elementos finitos sucesivamente más finas, la solución numérica calculada converge rápidamente hacia la solución exacta del sistema de ecuaciones. Para comprobar la evolución de la convergencia se ha elevado el cambio de densidad media a lo largo del tiempo

En la *figura 4.1.* se puede comprobar la evolución de la convergencia para los cien primeros incrementos de análisis:

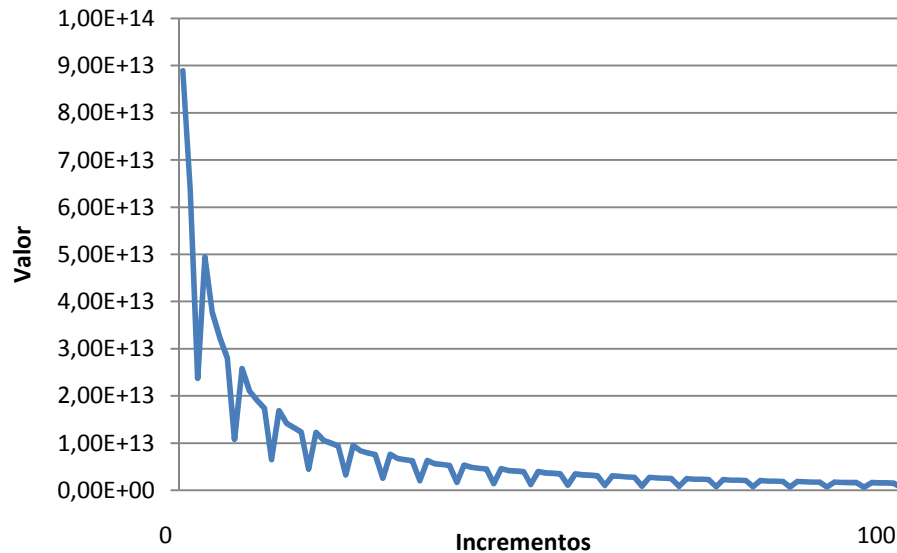


Figura 4.2. Evolución de la convergencia en los primeros 100 incrementos de análisis.

En la *figura 4.2.* se puede comprobar la evolución de la convergencia en el segundo análisis, cuando se incorpora la prótesis de superficie.

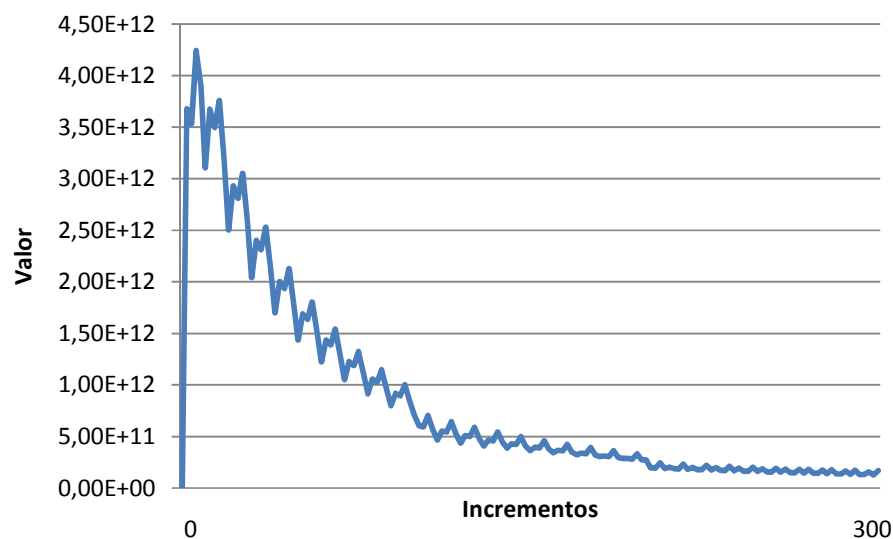


Figura 4.2. Evolución de la convergencia una vez colocada la prótesis de superficie.

4.2.2. Mapas de densidad ósea.

En el siguiente apartado se va a mostrar la evolución de la densidad ósea mediante mapas de densidades del fémur visto en sección y en diferentes instantes para poder evaluar el efecto de tener diferentes espesores del cemento variando las condiciones de los contactos ente fémur, cemento e implante.

Se muestran a continuación los mapas de densidades del fémur con cemento de 1 mm, de 0,25 mm y de 3mm respectivamente para los incrementos 100 del Step 3, 100 del Step 4 y 100 del Step 5, ya que el segundo cálculo va del Step 2, donde no hay incrementos, hasta el Step 5.

4.2.2.1. Mapa de densidad ósea previa a la incorporación de la prótesis.

La evolución de la densidad ósea del fémur sin prótesis (*ver figura 4.3*) nos permite comparar los resultados con los que incorporan la prótesis. En los mapas de densidades del fémur sin la colocación de la prótesis se puede comprobar cómo las partes de mayor densidad son las laterales del hueso que recubren la médula ósea. La densidad va aumentando en estas zonas conforme aumentan los incrementos, aunque llega un momento en el que se estabiliza.

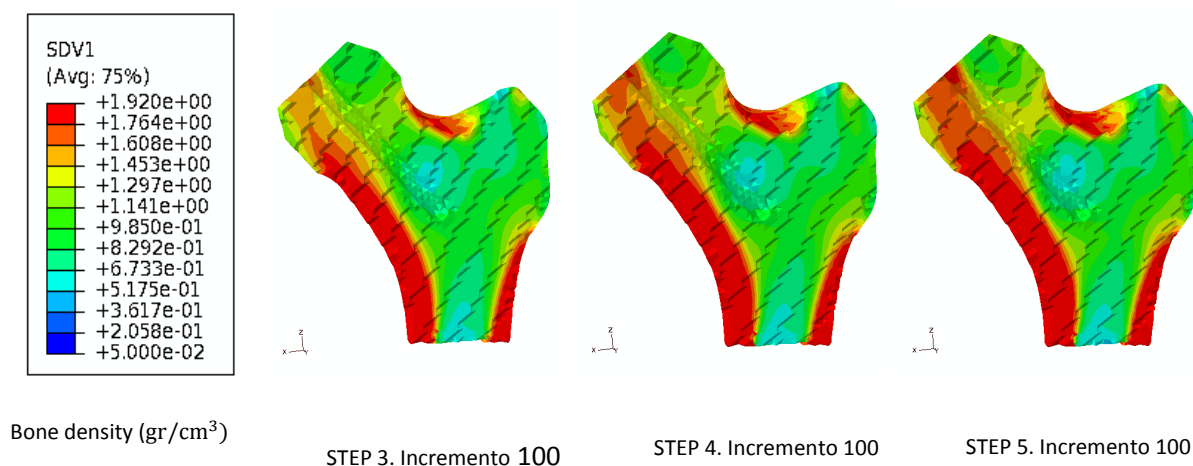


Figura 4.3. Evolución de la densidad ósea del fémur sin prótesis.

4.2.2.2. Mapa de densidad ósea considerando todo unido salvo el vástago de la prótesis con el hueso que están sueltos.

Con un espesor del cemento de 1 mm:

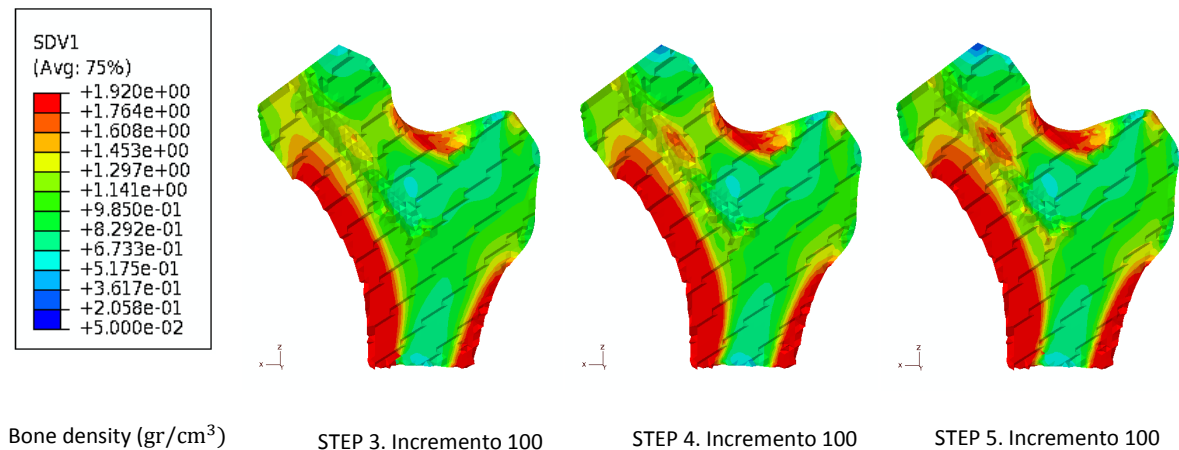


Figura 4.4. Evolución de la densidad ósea del fémur tras la colocación de una prótesis superficial con una capa de cemento de espesor 1 mm.

En los mapas de densidades que se muestran en la *Figura 4.4.*, se puede comprobar cómo las partes de mayor densidad, al igual que en el caso anterior, son las laterales del hueso que recubren la médula ósea. Lo más característico que se observa que con el paso del tiempo va apareciendo en la zona central donde va implantado el vástago de la prótesis un aumento de densidad que ya en la figura del Step 5 se ve claramente ese aumento. También podemos comprobar que en la parte superior de la cabeza se observa una ligera reducción de la densidad ósea, y al contrario pasa en la zona inferior del vástago que va aumentando de manera no muy significativa.

Con un espesor del cemento de 0,25 mm:

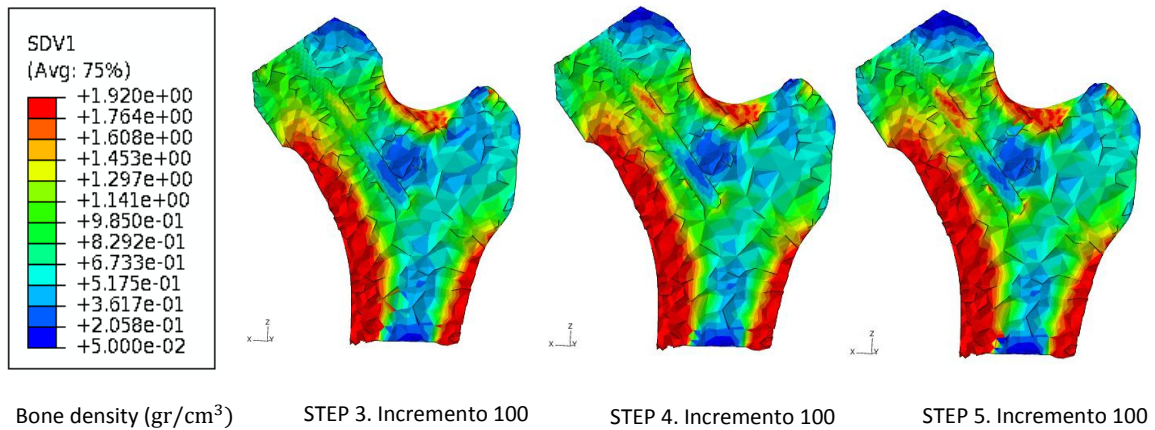


Figura 4.5. Evolución de la densidad ósea del fémur tras la colocación de una prótesis superficial con una capa de cemento de espesor 0.25 mm.

En los mapas de densidad que se muestran en la *Figura 4.5.*, se puede comprobar que hay un cambio de densidades en la zona central del vástago muy similar a la anterior. En el Step 4 ya se puede observar un aumento de densidad en esta zona central del vástago, y que va aumentando de manera considerable en la figura del Step 5 dónde se ve claramente ese aumento. Lo más significativo de este caso es la baja densidad que se puede apreciar en la parte proximal superior y en la parte proximal pero debajo del vástago.

Con un espesor del cemento de 3 mm:

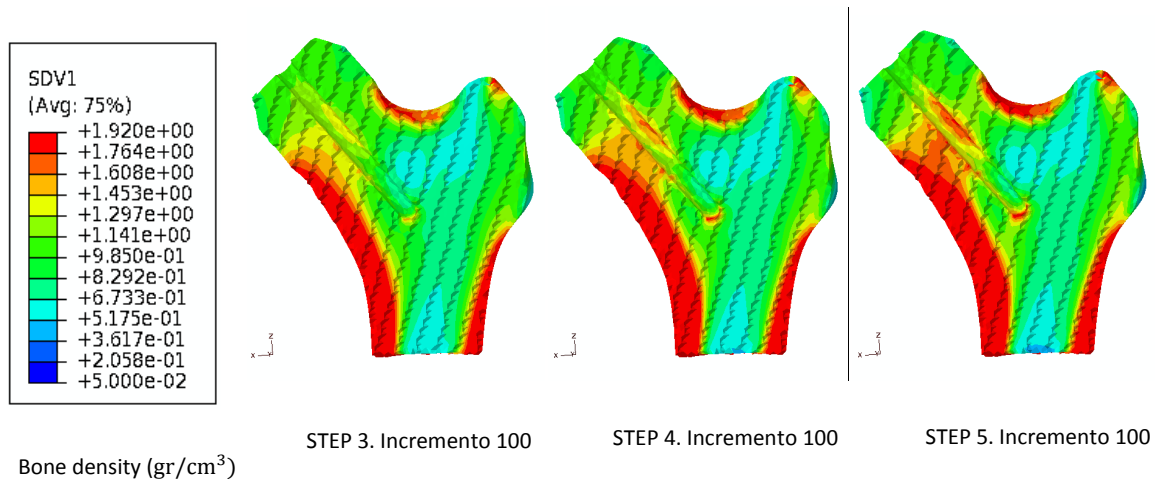


Figura 4.6. Evolución de la densidad ósea del fémur tras la colocación de una prótesis superficial con una capa de cemento de espesor 3 mm.

En los mapas de densidades que se muestran en la *Figura 4.6.*, se puede comprobar cómo las partes de mayor densidad, al igual que en casos anteriores, son las laterales del hueso que recubren la médula ósea. Lo más característico que se observa que con el paso del tiempo va apareciendo ya desde un primer instante un aumento de densidad en la zona central donde va implantado el vástago de la prótesis, aumentado bruscamente en el Step 4 y 5. También podemos comprobar que en la parte inferior del vástago un claro aumento de la densidad ósea con el paso de los incrementos.

4.2.2.3. Mapa de densidad ósea incorporando el contacto entre cemento y prótesis con fricción.

Con un espesor del cemento de 1 mm:

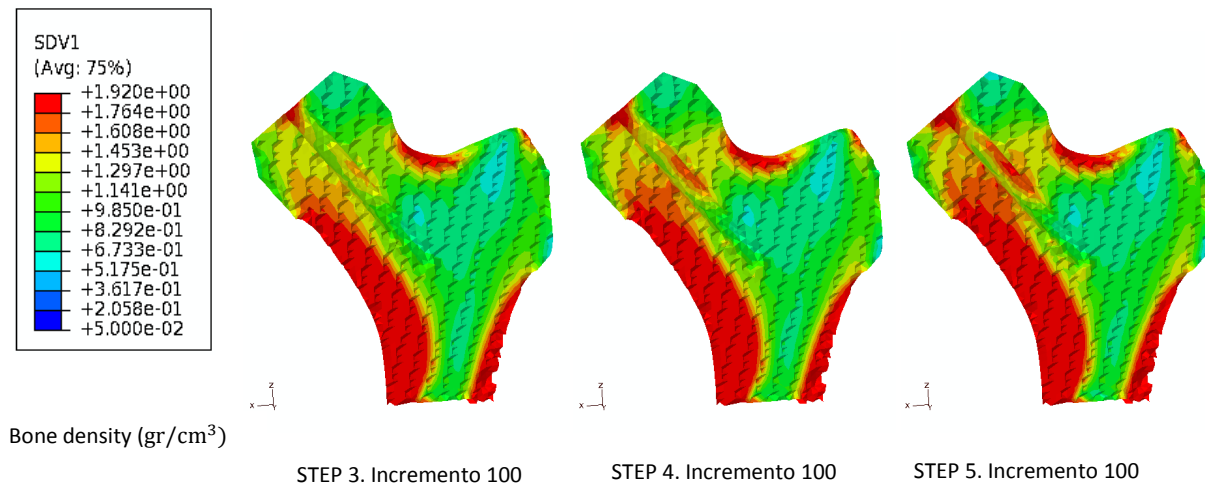


Figura 4.7. Evolución de la densidad ósea del fémur tras la colocación de una prótesis superficial con una capa de cemento de espesor 1 mm.

En los mapas de densidades que se muestran en la *Figura 4.7.*, se puede comprobar cómo las partes de mayor densidad, son las laterales del hueso que recubren la médula ósea. Lo más característico que se observa es la rapidez con la que aparece un aumento en la densidad ósea en la zona central y en la punta superior del vástago, así como en la zona interna del fémur entre el vástago y la pared lateral interna, en las figuras del Step 4 y 5 se aprecia claramente ese aumento.

4.2.2.4. Mapa de densidad ósea incorporando el contacto entre cemento y prótesis y cemento y hueso, ambos con fricción.

Con un espesor del cemento de 1 mm:

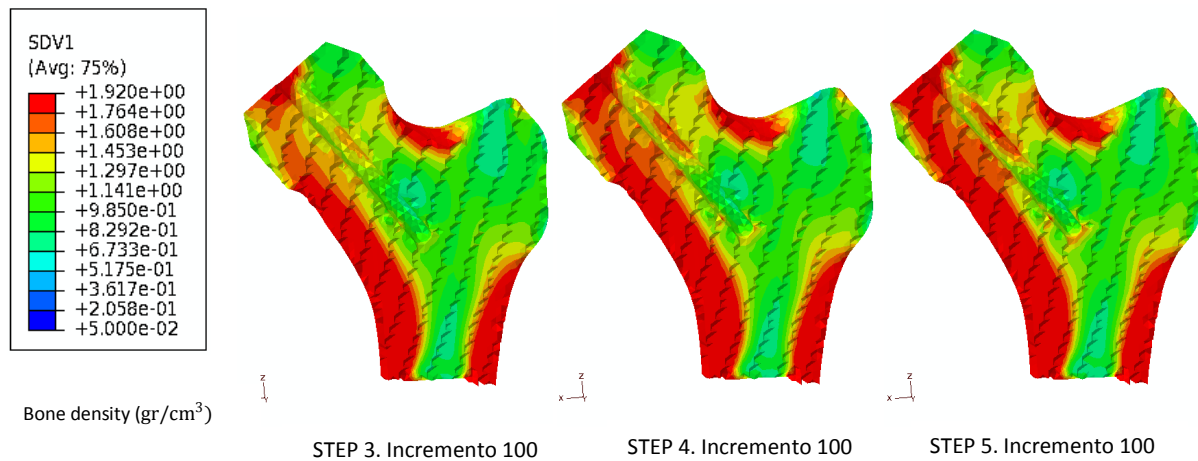


Figura 4.8. Evolución de la densidad ósea del fémur tras la colocación de una prótesis superficial con una capa de cemento de espesor 1 mm.

En los mapas de densidades que se muestran en la *Figura 4.8.*, se puede comprobar cómo las partes de mayor densidad, al igual que en el caso anterior, son las laterales del hueso que recubren la médula ósea. Comprobamos que con el paso del tiempo la densidad de toda la parte superior interna del fémur aumenta considerablemente sobretodo en la parte inferior del vástago. En la zona central donde va implantado el vástago de la prótesis también se puede observar un aumento de densidad. También podemos comprobar como aparece en la zona inferior del vástago un aumento de manera no muy significativa.

4.2.3. Deformación equivalente.

En este apartado se estudian las variaciones de la deformación equivalente, ya que tras una artroplastia las propiedades del fémur cambian, y dan lugar a cambios en las deformaciones. En primer lugar se va a estudiar el fémur sin tener en cuenta la colocación de la prótesis y posteriormente con los diferentes espesores de cemento, al igual que en el apartado anterior.

La deformación equivalente se calcula aplicando la siguiente expresión:

$$\varepsilon_{eq} = \frac{1}{\sqrt{2}} [(\varepsilon_1 - \varepsilon_2)^2 + (\varepsilon_2 - \varepsilon_1)^2 + (\varepsilon_3 - \varepsilon_1)^2]^{0.5}$$

Siendo $\varepsilon_1, \varepsilon_2, \varepsilon_3$ las deformaciones principales

4.2.3.1. Deformación equivalente del fémur previa a la incorporación de la prótesis.

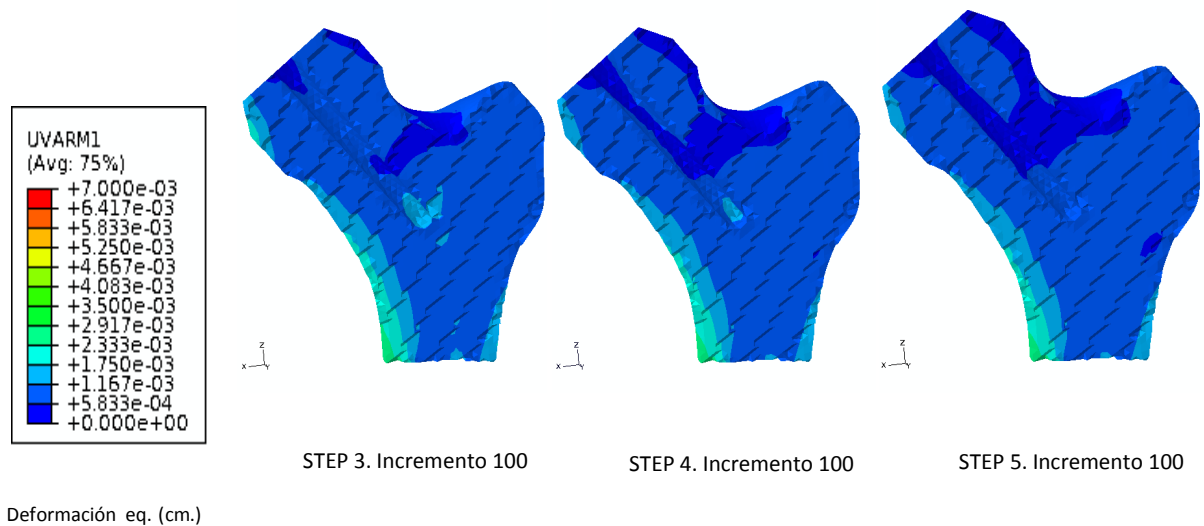


Figura 4.9. Evolución de la deformación equivalente del fémur sin la incorporación de la prótesis.

En este apartado la variación de la deformación no es muy apreciable, (ver *Figura 4.9.*) algo normal sin tener en cuenta la colocación de la prótesis. Hay una pequeña deformación en la zona más interna del hueso donde iría el vástago del implante. También se puede apreciar que con el paso del tiempo la deformación tiene menor variación. En el caso fisiológico no se supera ningún momento una deformación de 0,7% que es el límite de deformación admitido para el hueso.

4.2.3.2. Deformación equivalente del fémur considerando todo unido salvo el vástago de la prótesis con el hueso que están sueltos.

Con un espesor del cemento de 1 mm:

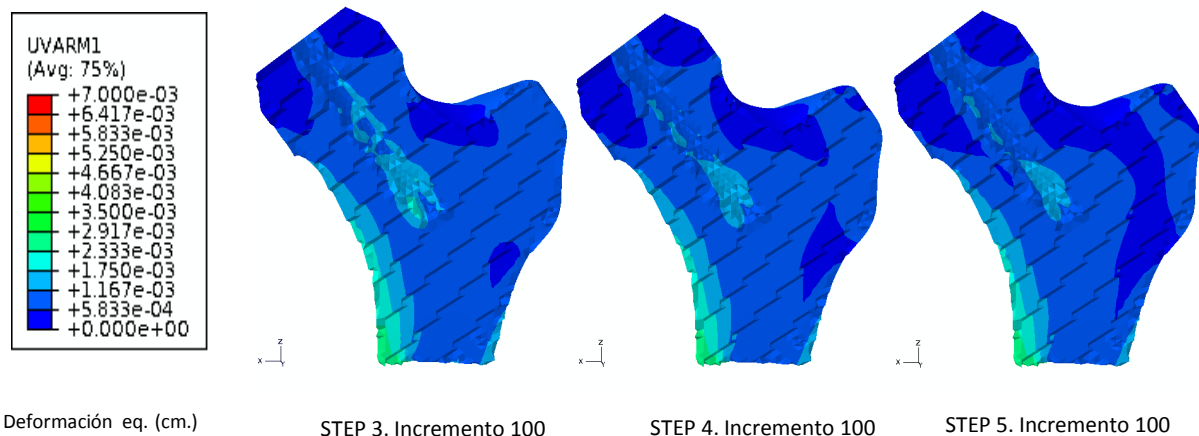


Figura 4.11. Evolución de la deformación equivalente del fémur tras el implante de una prótesis superficial con una capa de cemento de espesor 1 mm.

En este apartado (ver *Figura 4.11.*) la variación de la deformación más notable se da en la zona lateral del fémur como es de esperar y en la zona del vástago, tal y como se muestra en el Step 3. También se puede apreciar que con el paso del tiempo la deformación tiene menor variación, aunque importante en la zona antes mencionada. La deformación equivalente experimentada con una carga de cemento de 1mm es menor que la que se experimenta con un espesor de 0,25 mm.

Con un espesor del cemento de 0.25 mm:

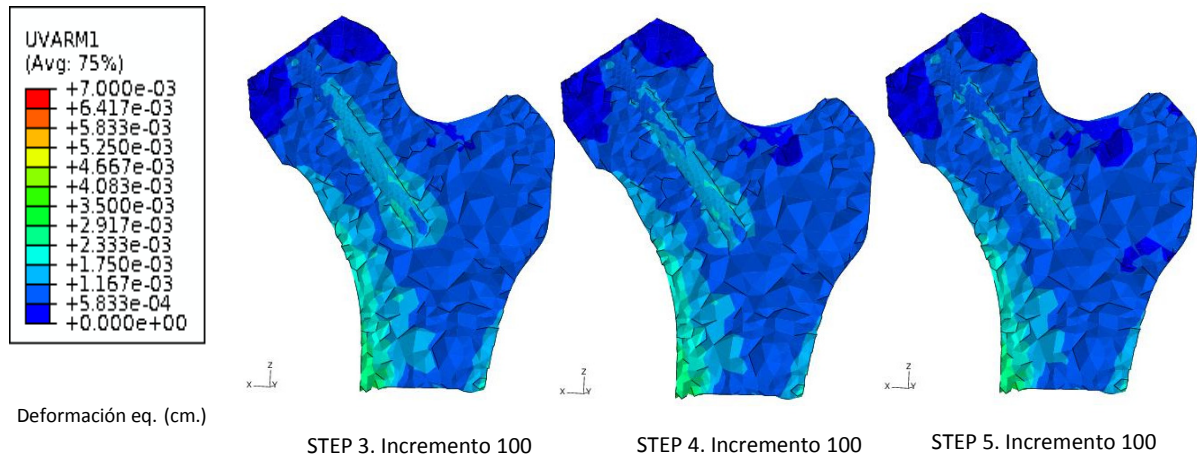


Figura 4.10. Evolución de la deformación equivalente del fémur tras el implante de una prótesis superficial con una capa de cemento de espesor 0,25 mm.

En este apartado (*ver Figura 4.10.*) la variación de la deformación más notable se da en los laterales exteriores del fémur, sobretudo en la zona de la diáfisis, también se aprecia una importante variación debajo del cuello femoral en la parte interior del diáfisis. Destacar también una deformación importante en toda la zona del fémur donde va incrustado el vástago, con el paso del tiempo la deformación en esta zona tiene menor variación, aunque en todo caso será importante, pero siempre por debajo del valor límite de deformación equivalente (0,7%).

Con un espesor del cemento de 3 mm:

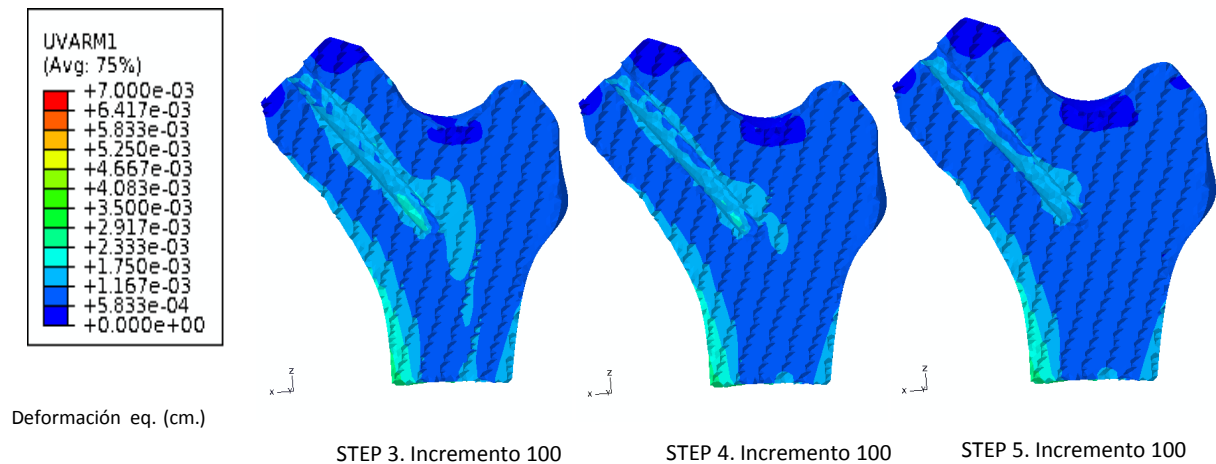


Figura 4.12. Evolución de la deformación equivalente del fémur tras el implante de una prótesis superficial con una capa de cemento de espesor 3 mm.

En este apartado (*ver Figura 4.12.*) se observa como la variación de la deformación más notable se da en toda la zona del vástago, así como en toda la zona central del fémur y en la zona lateral interior. Se puede apreciar en las imágenes de los 3 Steps que con el paso del tiempo la deformación tiene menor variación, aunque en este caso podemos decir con certeza que la deformación es bastante grande, siempre inferior al valor de la deformación equivalente límite. El fémur experimenta una deformación equivalente mayor con un espesor de cemento de 3 mm.

4.2.3.3. Deformación equivalente del fémur incorporando el contacto entre cemento y prótesis con fricción.

Con un espesor del cemento de 1 mm:

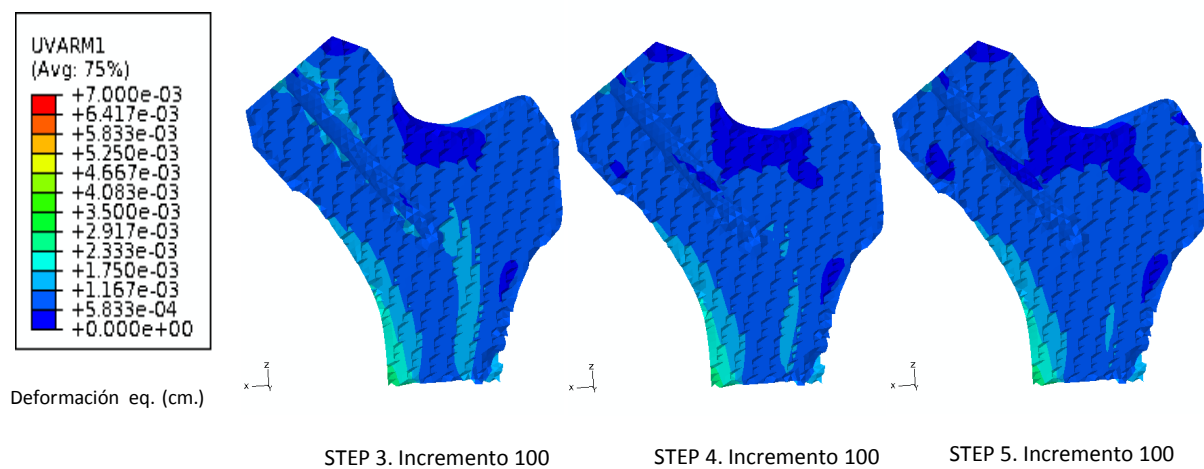


Figura 4.13. Evolución de la deformación equivalente del fémur tras el implante de una prótesis superficial con una capa de cemento de espesor 1 mm.

En este apartado (*ver Figura 4.13.*) se observa cómo que la deformación más notable se da en toda la zona lateral interior. Existe también tal y como se puede comprobar claramente en la imagen del Step 3 una deformación en la parte superior dónde va incrustado el vástago, en la zona central del fémur y ligeramente en la zona inferior del vástago. Comprobamos que con el paso del tiempo la deformación tiene menor variación. Hay una reducción de la deformación equivalente más notable que con el caso en el que todas las interfaces están unidas (salvo la del vástago con el hueso).

4.2.3.4. Deformación equivalente del fémur incorporando el contacto entre cemento y prótesis y cemento y hueso con fricción.

Con un espesor del cemento de 1 mm:

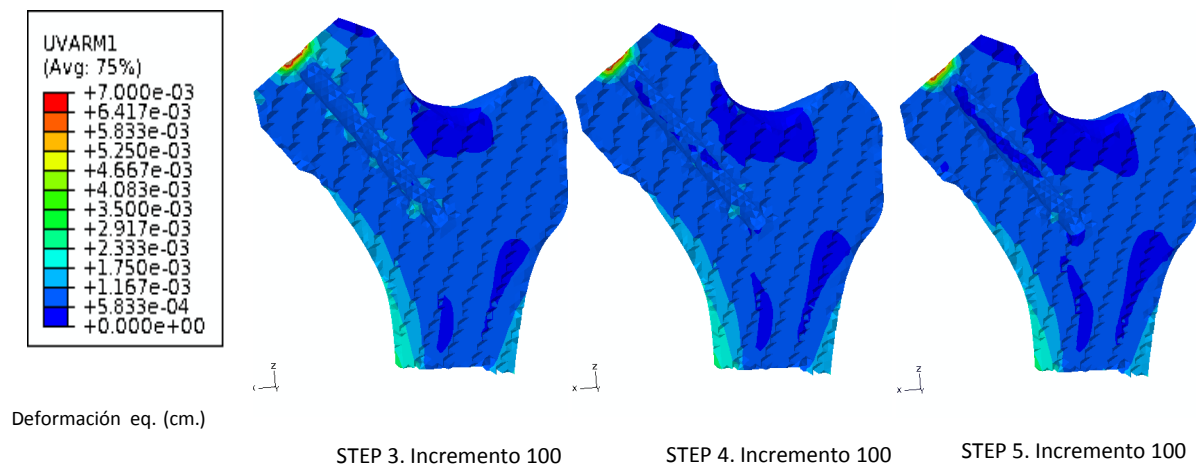


Figura 4.14. Evolución de la deformación equivalente del fémur tras el implante de una prótesis superficial con una capa de cemento de espesor 1 mm.

En este apartado (*ver Figura 4.14.*) se observa como la variación de la deformación más notable se da en la zona superior del fémur, dónde va incrustado el vástago. Observamos como también hay una deformación en el lateral interior del fémur. En la imagen del Step 3 se puede apreciar en la zona del vástago ligeras variaciones de la deformación que con el paso del tiempo tiene menor variación. Hay un pico de deformación equivalente que está próximo al valor límite de deformación equivalente (0,7%) que es capaz de soportar el hueso antes de rotura. Se observa que la incorporación del contacto entre cemento-prótesis y cemento-hueso modifica considerablemente la evolución de la deformación equivalente.

4.3. CAMBIO DE DENSIDAD MINERAL DEL HUESO.

A continuación se va a analizar el cambio de densidad mineral del hueso, el cuál ha sido calculado para todo el fémur tras el implante de la prótesis de superficie. Se ha realizado el estudio para las diferentes regiones de “Gruen” mostradas en la *figura 4.11*. Para poder analizarlo se ha utilizado “MATLAB”, un programa de cálculo en el que hay que introducir los valores de las regiones desde ABAQUS para poder hallar los valores del cambio de densidad mineral del hueso.

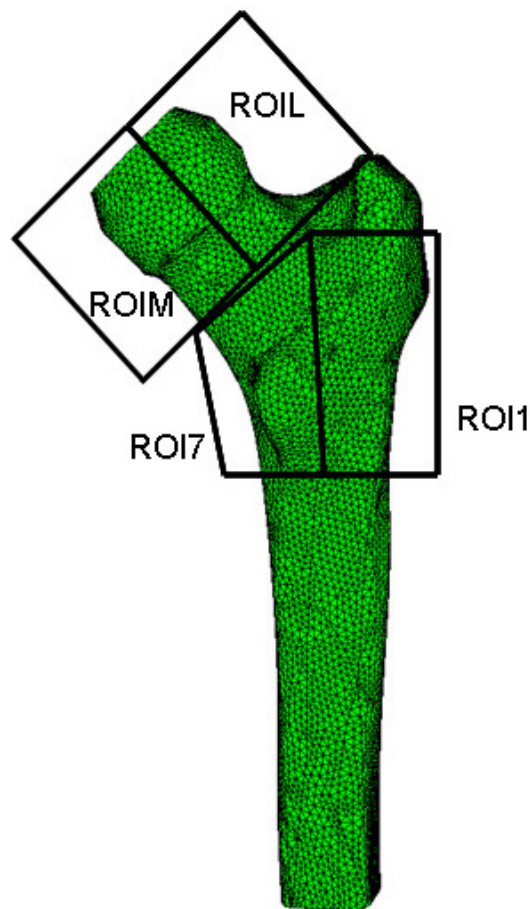


Figura 4.11. Modelo de elementos finitos del fémur dónde se muestran las regiones de “Gruen” usadas para el análisis de los resultados

El cambio de densidad mineral del hueso ha sido calculado de la siguiente manera:

$$BMDratio = \frac{\int \frac{\rho_t}{\rho_0} dV}{VOL}$$

Donde ρ_t y ρ_0 son la densidad del hueso (gr/cm³) en el instante “t” y la inicial respectivamente, con VOL siendo el volumen total (cm³) del fémur o de la correspondiente región “Gruen”.

El cambio de la densidad mineral del hueso ayuda a comparar los resultados obtenidos de una manera más eficaz. A continuación se relaciona el valor del porcentaje de cambio de densidad mineral del hueso con el avance del tiempo, los incrementos del análisis, según las zonas de “Gruen” del fémur anteriormente citadas.

4.3.1. Porcentaje de cambio BMD tomando todo unido salvo el vástago y el hueso.

4.3.1. 1. Con un espesor del cemento de 0.25 mm:

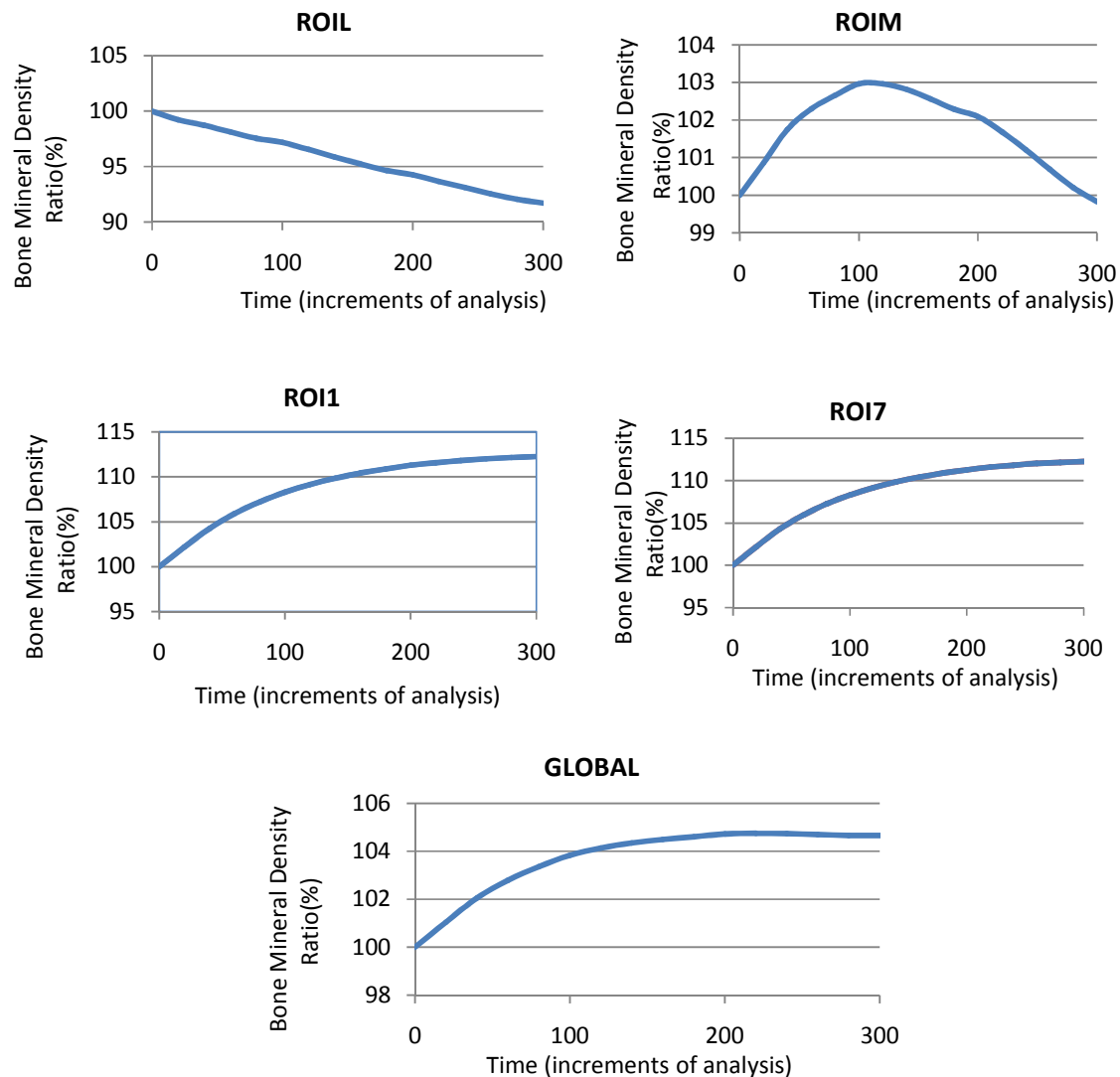


Figura 4.15. Porcentaje de cambio BMD por región.

En el caso del espesor del cemento de 0.25 mm, en la zona ROIL apreciamos un descenso de la densidad mineral del hueso de un 8%, la zona ROIM tiene una tendencia ascendente en primer lugar de un 3% para luego descender otro 3%. Ambas zonas son las más sensibles a la implantación de la prótesis. Respecto a las zonas ROI1 Y ROI7 tienen un cambio de densidad en un 12% en línea ascendente. La variación de densidad ósea global para el espesor de 0.25mm es ascendente en un 5% aproximadamente.

4.3.1. 2. Con un espesor del cemento de 1 mm:

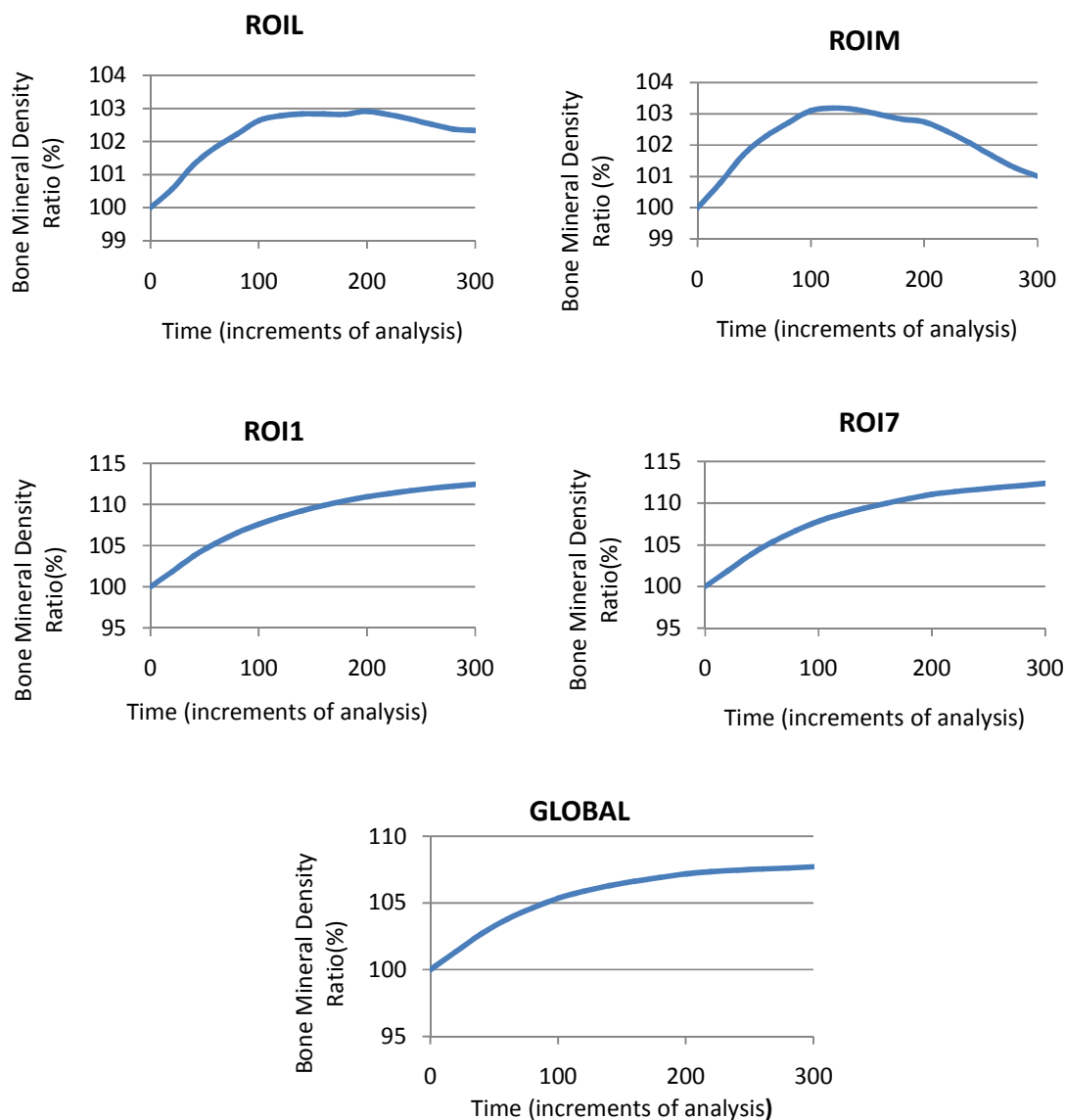


Figura 4.16. Porcentaje de cambio BMD por región.

En el caso del espesor del cemento de 1 mm, en la zona ROIL y ROIM apreciamos un aumento de la densidad mineral del hueso de un 3% para luego descender casi un 1% y un 2% respectivamente. Respecto a las zonas ROI1 Y ROI7 son las menos sensibles a la prótesis que tienen un cambio de densidad en un 12% en línea ascendente. La variación de densidad ósea global para el espesor de 1mm es ascendente en un 8% aproximadamente.

4.3.1. 3. Con un espesor del cemento de 3 mm:

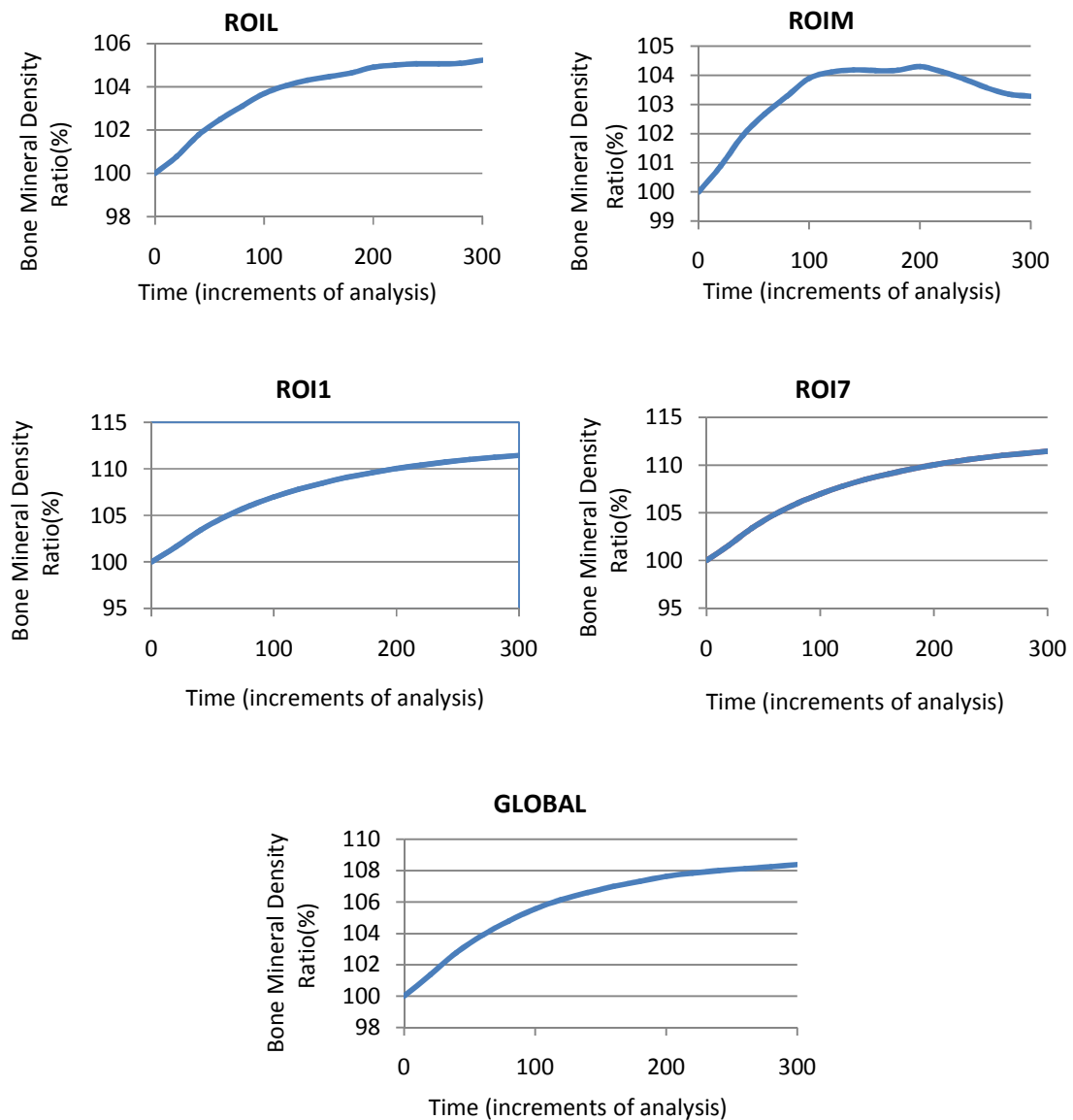


Figura 4.17. Porcentaje de cambio BMD por región.

En el caso del espesor del cemento de 3mm, en la zona ROIL el porcentaje del cambio de la densidad mineral del hueso tiene una tendencia ascendente de un 5%, en la zona ROIM asciende un 4% para luego descender en un 1%. Respecto a las zonas ROI1 Y ROI7 son las menos sensibles a la prótesis que tienen un cambio de densidad en un 12% en línea ascendente. La variación de densidad ósea global para el espesor de 3mm es ascendente en un 9%.

4.3.2. Porcentaje de cambio de BMD incorporando el contacto cemento-prótesis con fricción.

Con un espesor del cemento de 1 mm:

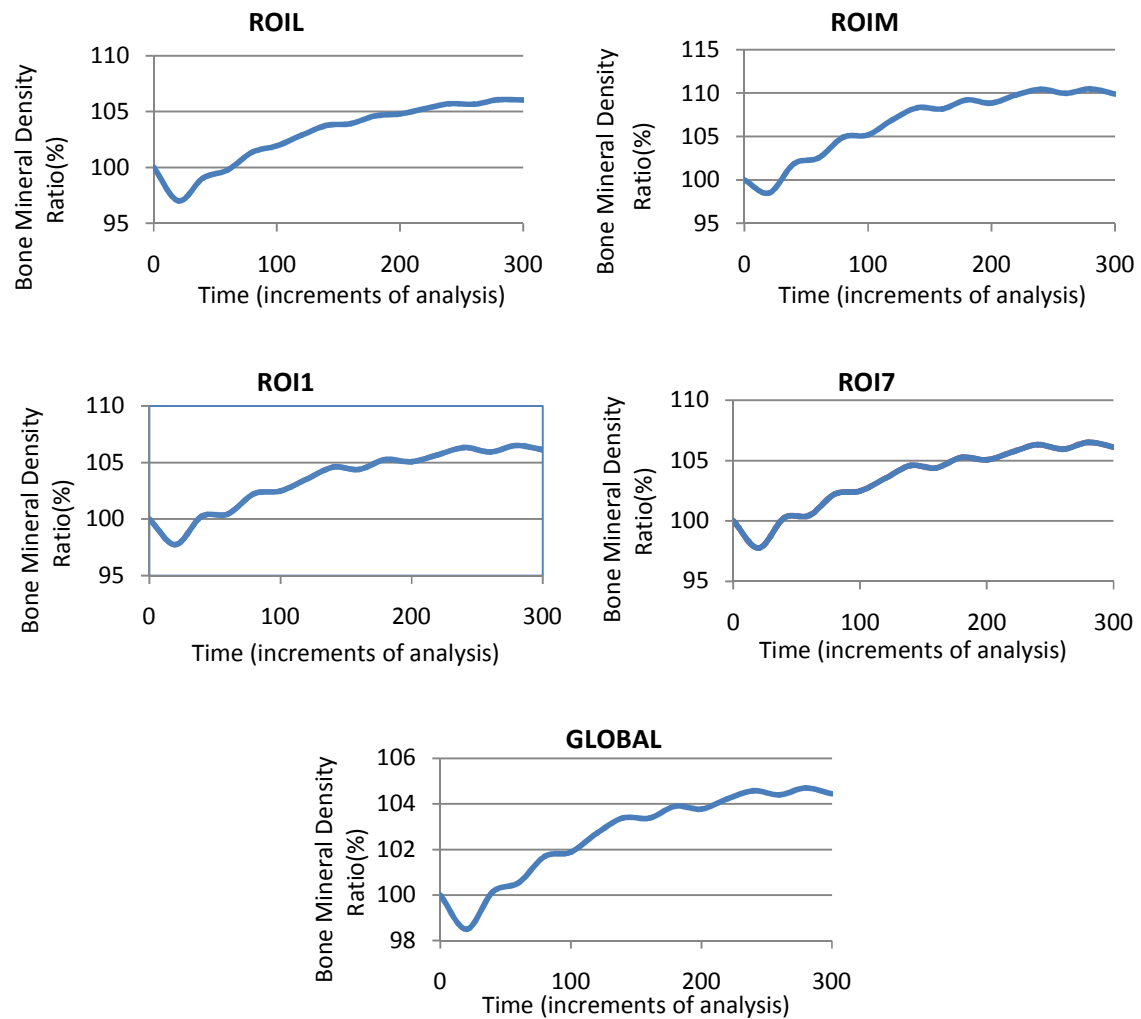


Figura 4.18. Porcentaje de cambio BMD por región.

En este caso, en la zona ROIL el porcentaje del cambio de la densidad mineral del hueso tiene una tendencia ascendente de un 6%, mientras que en la zona ROIM asciende un 10%. Respecto a las zonas ROI1 Y ROI7 son las menos sensibles a la prótesis que tienen un cambio de densidad en un 6% en línea ascendente. La variación de densidad ósea global es ascendente en un 4%.

4.3.3. Porcentaje de cambio de BMD incorporando los contactos entre cemento-prótesis y cemento-hueso con fricción.

Con un espesor del cemento de 1 mm:

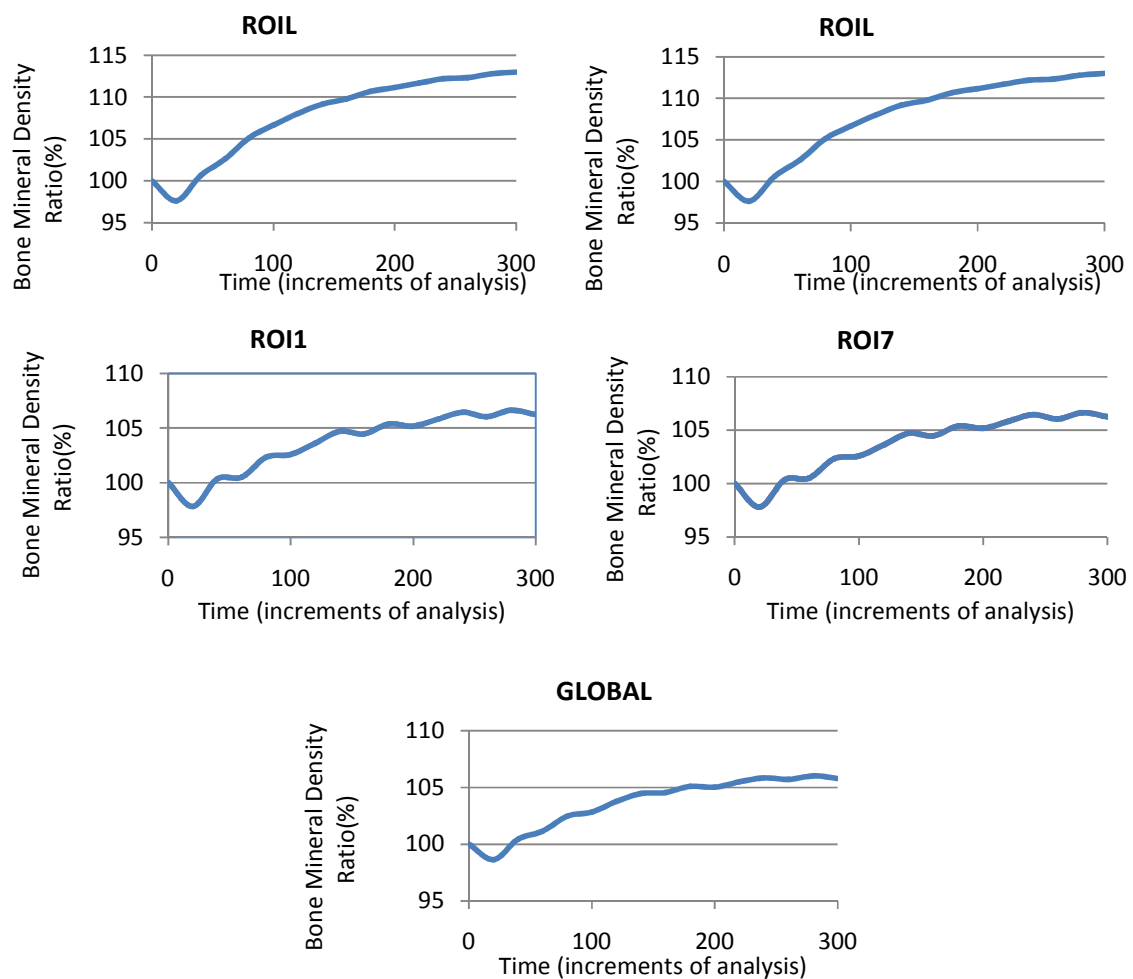


Figura 4.19. Porcentaje de cambio BMD por región.

En este caso, en la zona ROIL el porcentaje del cambio de la densidad mineral del hueso tiene una tendencia ascendente de un 12%, mientras que en la zona ROIM asciende un 15%. Respecto a las zonas ROI1 Y ROI7 son las menos sensibles a la prótesis que tienen un cambio de densidad en un 6% en línea ascendente. La variación de densidad ósea global es ascendente en un 6%.

4.4. Comparación de los porcentajes de cambio BMD de todos los espesores de cemento para cada región tomando todos los contactos unidos.

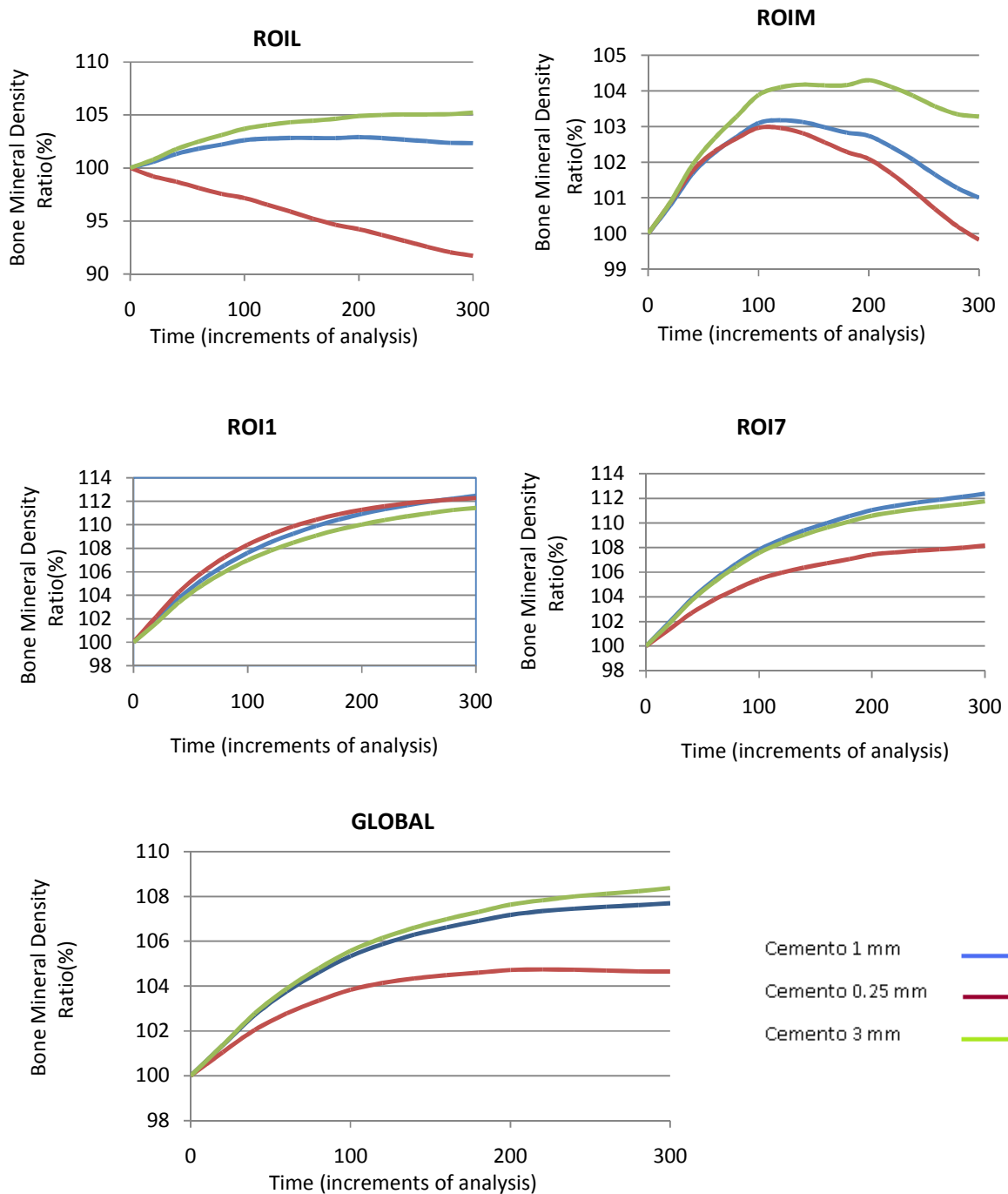


Figura 4.20 . Comparación del BMD por regiones y por distintos espesores de cemento.

Este análisis nos ayuda a diferenciar las diferentes propiedades que adquiere el fémur dependiendo del espesor de cemento. Se puede observar en la gráfica global que la variación de densidad del hueso para un espesor del cemento de 0.25mm es bastante menor, un 5% aproximadamente, debido a que en la zona ROIL hay una gran disminución de la densidad. En la parte del ROI1 y ROI7 los valores de los tres espesores son muy similares, alrededor del 12 %, es debido a que estas partes del hueso sufren menos debido a que están a mayor distancia que las zonas ROIM y ROIL. Esto es indicador que las gráficas que tenemos que tener más en cuenta son las que se refieren a las zonas ROIM y ROIL.

En el estudio de la zona de la gráfica de la variación de densidad del fémur de la zona ROIL, podemos decir con certeza que el espesor de cemento de 0.25 mm hace disminuir la densidad del hueso de una manera muy brusca, debilitando de esta forma esta parte del fémur. Podemos decir que este espesor de cemento no sería conveniente para realizar el implante.

Fijándonos en la gráfica GLOBAL podemos ver que el espesor de cemento que menos modifica la variación de densidad del fémur, un 8%, tras el implante de la prótesis con el paso del tiempo es el de 1 mm.

De esta forma descartamos los espesores de cemento de 0.25mm y 3mm, siendo según el análisis de las gráficas, el espesor de cemento de 1mm el más óptimo para realizar un implante de una prótesis de superficie cementada.

4.5. Comparación de los porcentajes de cambio de BMD del espesor de cemento 1 mm para cada región tomando diferentes situaciones de contacto entre elementos.

En este apartado se va realizar el estudio de los cambios de las propiedades del fémur tras la realizar el implante con el espesor de cemento de 1mm teniendo en cuenta diferentes situaciones de contacto entre elementos con el paso del tiempo.

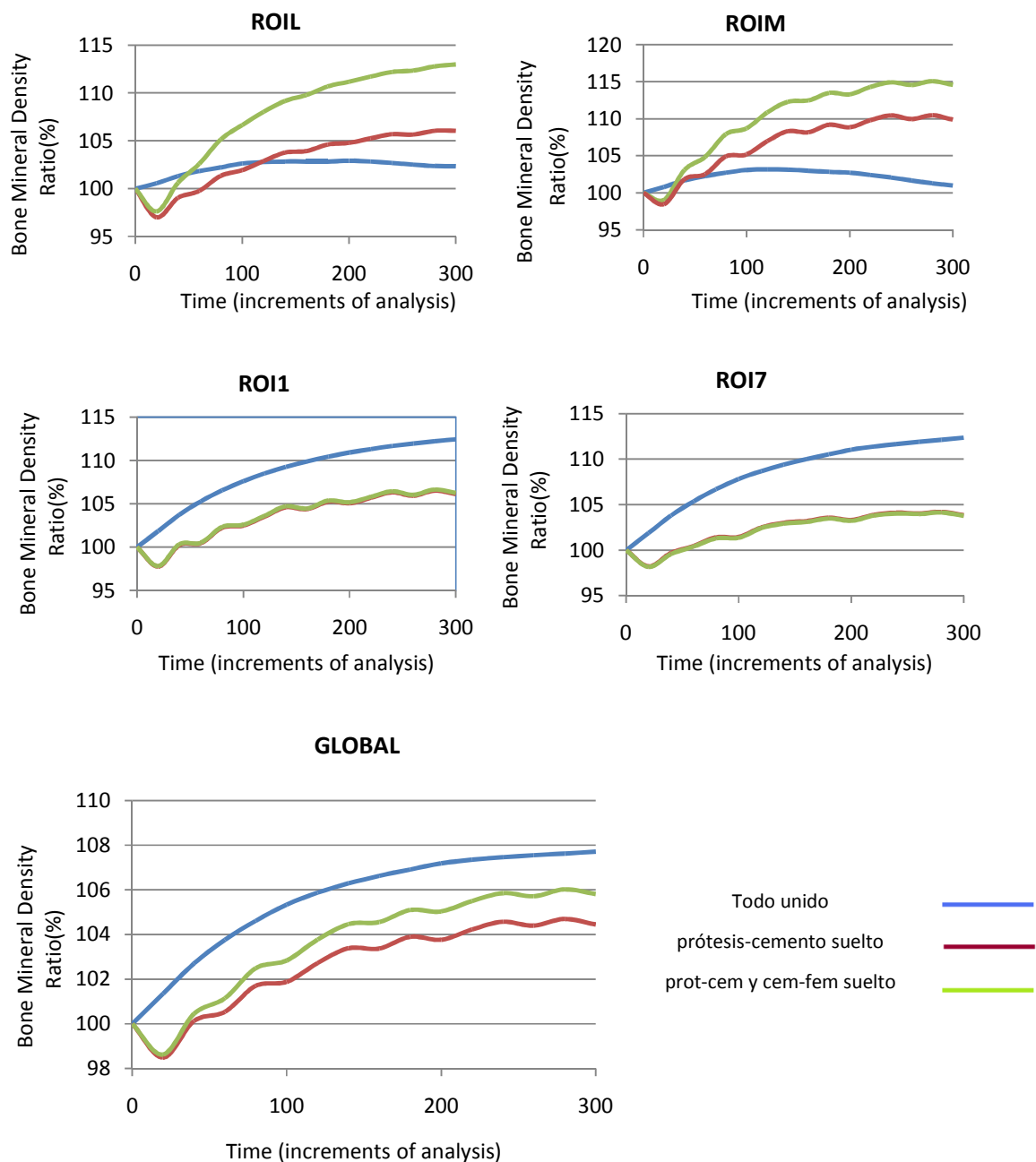


Figura 4.21 . Comparación del cambio de BMD por regiones y para distintas condiciones de las interfaces presentes.

En el análisis de éstas graficas se va a ver la variación de densidad del hueso para un espesor del cemento de 1mm para los diferentes tipos de contacto entre

elementos mencionado en el capítulo anterior: todo unido; prótesis-cemento suelto; y prótesis-cemento y cemento-fémur sueltos.

En las zonas ROIM y ROIL se observa que en el caso de “todo unido” la variación de densidad es menor que en los otros dos. Lo más relevante en estas zonas es que cuando la prótesis tiene una interfaz la variación de densidad es mayor que si esta “todo unido”, y si tiene dos interfaces es mayor que en el caso de 1 interfaz.

En la parte del fémur perteneciente a las zonas ROI1 y ROI7, ambas muy similares, la mayor variación de densidad se da en el caso de “todo unido”, un 12%, mientras que los valores de la variación de la densidad para los otros dos casos son muy similares, un 6%.

Fijándonos en la gráfica GLOBAL podemos decir que en el caso de “todo unido” es donde se produce una mayor variación de densidad, un 8% aproximadamente. Mientras que en el caso de prótesis-cemento suelto es de un 4% y en el caso de prótesis-cemento y cemento-fémur sueltos es de un 6%.

5. CONCLUSIONES Y LINEAS FUTURAS

CAPITULO 5

CONCLUSIONES Y LINEAS FUTURAS

5.1. CONCLUSIONES

En el presente documento hemos analizado el efecto de un importante factor de diseño, el espesor de la capa cemento en el proceso de remodelación en una prótesis de superficie. Se ha predecido la reabsorción del hueso en la parte medio-superior y lateral de la cabeza del fémur (resultados obtenidos en los mapas de densidades y en el estudio del porcentaje del ratio de la densidad mineral del hueso expuestos en el apartado anterior). Esta reabsorción del hueso podría ayudar a explicar el estrechamiento del cuello femoral que se observa en las revisiones clínicas de este tipo de prótesis.

Con la ayuda de los mapas de densidad hemos podido comprobar que hay cambios importantes en el fémur, sobretudo alrededor del vástago de la prótesis dónde se une con el fémur, siendo esta zona la más sensible y por lo tanto la que hay que tener más en cuenta en un implante de estas dimensiones.

Hemos observado también que el cemento absorbe la mayor parte de la tensión transmitida por la prótesis a la cabeza superior femoral que provoca la reabsorción del hueso sobre todo en el cemento de 1 y 3 mm. La evolución de la densidad ósea en la simulación para la configuración de 0.25 mm está peor distribuida que para los demás espesores.

Los mejores resultados se han obtenidos con el grosor de capa de cemento de 1 mm, mientras que una capa de cemento de 3 mm de espesor podría tener consecuencias perjudiciales debido al espesor de cemento excesivo.

Por otro lado, en el estudio del espesor del cemento de 1mm de las propiedades del fémur desde la implantación de la prótesis en la cadera hasta el final de nuestra simulación, se ha demostrado que ha habido un incremento global de un 8% de la densidad mineral del hueso tomando las uniones entre los elementos. También hay que tener en cuenta que con el paso del tiempo, entre las uniones de estos elementos se va dando un “juego” entre ellas. El estudio nos permite hacer una aproximación de la variación de densidad mineral del hueso, siendo en el caso de “1 interfaz”, prótesis-cemento suelto de un 5% y en el caso de dos interfaces, prótesis-cemento y cemento-fémur sueltos, de un 6%. Llegando a la conclusión, que hay una mayor variación de densidad en el caso de que todos los elementos de una prótesis de superficie cementada permanezcan unidos. Es importante, por tanto, conocer el estado de las interfaces, porque los resultados son diferentes.

Hay algunas limitaciones en la investigación que merecen el comentario ya que la técnica de cementación, la penetración de cemento en el hueso podría ser diferente, cambiando las propiedades mecánicas de la región circundante. También hemos asumido valores conservadores para las fuerzas, no haciendo caso de su variabilidad.

Basado en el estudio numérico, se puede decir que las prótesis de superficie causan una variación de densidad en la cabeza femoral y en la aposición de hueso alrededor del vástago para todas configuraciones del espesor de la capa de cemento. De los resultados conseguidos, el grosor de capa de cemento de 1 mm puede ser una configuración de cemento apropiada, ya que está numéricamente más cerca de la configuración clínica.

5.2. LINEAS FUTURAS

A continuación se presentan las líneas futuras que se pueden realizar:

- Aplicar el estudio a otros diseños de prótesis de superficie con el fin de optimizar el diseño favoreciendo que la modificación de la transmisión de las cargas sea la menor posible
- Aplicar el estudio a prótesis de superficie no cementadas, incorporando un modelo de osteointegración.